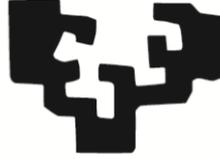


eman ta zabal zazu



Universidad del País Vasco      Euskal Herriko Unibertsitatea  
Facultad de Educación y Deporte

Departamento de Educación Física y Deportiva

**PROGRAMA DE DOCTORADO**

Actividad Física y Deporte

**DOCTORAL THESIS / TESIS DOCTORAL**

**Analysis of biomechanical and physiological parameters of professional mountain rescuers during backpacking / Análisis de parámetros biomecánicos y fisiológicos de rescatadores profesionales de montaña durante la marcha con mochila**

**AITOR PINEDO JAUREGI**

**DIRECTORES/ SUPERVISORS**

**Dr. Jesús Cámara Tobalina**

**Dr. Gaizka Mejuto Hidalgo**

**Vitoria-Gasteiz, 2022**



**THESIS PROGRAM**

Physical Activity and Sport

**DOCTORAL THESIS**

**Analysis of biomechanical and physiological  
parameters of professional mountain rescuers during  
backpacking / Análisis de parámetros biomecánicos y  
fisiológicos de rescatadores profesionales de montaña  
durante la marcha con mochila**

**AUTHOR**

Aitor Pinedo Jauregi

**SUPERVISORS**

**Jesús Cámara Tobalina, PhD.**

Universidad del País Vasco/ Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU)

University of Basque Country

**Gaizka Mejuto Hidalgo, PhD.**

Universidad del País Vasco/ Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU)

University of Basque Country

**DEPARTMENT**

Department of Physical Education and Sport

Universidad del País Vasco/ Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU)

University of Basque Country



Tesis realizada con la ayuda Predoctoral de  
Formación de Personal Investigador no Doctor  
del Departamento de Educación del Gobierno  
Vasco. [PRE\_2018\_1\_0421, Mod.:A].



## Agradecimientos

El documento que he redactado quedará para las generaciones futuras, ya sea en papel, digital o en el formato que se utilice en el futuro. Por ello, me gustaría mencionar y agradecer a las personas que han sido los pilares y cimientos que han hecho realidad esta tesis.

Empiezo por agradecer a mis directores Txus y Gaizka toda su ayuda, colaboración y consejos que me han aportado a lo largo de todo este proceso. Gaizka, aunque por circunstancias de la vida, no hayamos podido tener un contacto más estrecho quiero agradecerle la confianza que pusiste en mí cuando te propuse ser mi codirector, confianza que has mantenido a lo largo de estos años. Txus, simplemente GRACIAS, con esta simple palabra creo que entenderás todo lo que ha significado para mí tu incondicional apoyo y guía durante mi periodo doctoral. Espero seguir disfrutando de tus consejos y reflexiones.

Also, I am very grateful to all Sport Mountain and Health Research Center (CeRISM) team for hosting me during my predoctoral stance. The experience was very enriching to continue growing as a scientist.

Quiero también agradecer la colaboración desinteresada de todos los miembros de la Sección de Montaña de la Unidad de Vigilancia y Rescate de la Ertzaintza, por haber participado en este proyecto. Sin vosotros no hubiera podido realizar esta tesis, o por lo menos, no con esta temática. Por supuesto, extendiendo mi agradecimiento al Departamento de Seguridad del Gobierno Vasco por haberme dado todas las facilidades para que la Unidad de Vigilancia y Rescate participe en esta investigación.

Bukatu berri dudan doktoradutza, nire hezkuntza prozesuaren beste atal bat bezala ikusi dut. Gauzak horrela, eskerrak eman nahiko nituzke nire hezkuntza

prozesuan parte hartu duten andereño eta irakasle guztiei. Zuei esker nire motxila zuengan jasotako jakinduriaz betetzen joan da urtez urte, Mendiko eskolatik, Zaraobe Institutura, Koldo Mitxelenako heziketa ziklotik igaro eta Hezkuntza eta Kirol Fakultatean bukatuz. Benetan esaten dizuet zuengandik ikasi ditudan gaitasunak Doktorego-tesi honen parte direla.

Bestetik, erreibindikatu nahiko nuke, ikasketa prozesuan zailtasunak izan ditudan ikasle bezala, instituzio publikoak hezkuntza sistema publikoan hezkuntza baliabide gehiago jarri behar dituztela, hezkuntza arazoak dituzten ikasleek bidean ez geratzeko. Hein handi batean, tesi hau ez zen egia bihurtuko irakasle zein familian laguntza topatu ez banu eta nire partez, jarraikortasuna izango ez banu.

En estas líneas, me gustaría mencionar a mi cuadrilla, en la que siempre he encontrado el hueco para recuperar energías. No quiero olvidar a mis compañeros de cordada, los que me han permitido vivir aventuras en la montaña y mantener la motivación para terminar esta tesis.

Por último, el agradecimiento más especial es para mi familia. Ama y Aita, gracias por haber confiado en mí desde el principio, haber puesto todo vuestro esfuerzo personal y económico para que mi proceso de aprendizaje haya podido llegar hasta aquí sin la más mínima distracción. También a mis hermanas Ainhoa e Iratxe por aguantarme en casa y apoyarme. Nahikari, mi compañera en estos años, gracias por todos los momentos que me permiten recuperar fuerzas. Agradecerte también, tu comprensión y paciencia por el camino que he elegido. No quisiera terminar estas líneas sin agradecer a Amama y Aitite y la Abuela y el Abuelo el apoyo que han supuesto a lo largo de estos 29 años.

## Declaración

Yo, Aitor Pinedo Jauregi, declaro haber participado en todos y cada uno de los procesos llevados a cabo para la realización de la tesis doctoral. Concretamente, me he encargado de plantear los objetivos de la tesis, diseñar el protocolo de estudio, contactar con las instituciones, reclutar a los participantes, realizar la recogida de datos, analizar los datos, escribir los artículos científicos y por último, de redactar el presente documento. Además, me gustaría mencionar que he sido el artífice de la presente línea de investigación orientada al rescatador de montaña. Todo este proceso no hubiera sido posible sin en el apoyo, la dirección y la participación de los directores de la tesis Jesús Cámara Tobalina y Gaizka Mejuto Hidalgo. Además, me gustaría resaltar la inestimable colaboración de los coautores de las publicaciones, que ha contribuido a mejorar la calidad de las mismas.

La investigación se ha realizado en las instalaciones y con el instrumental de la Universidad del País Vasco/ Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU), Facultad de Educación y Deporte (Sección deporte) y del Departamento de Educación Física y Deportiva de la (UPV/EHU).

En cuanto a la financiación, el proyecto de tesis y yo, hemos recibido la Ayuda Predoctoral De Formación De Personal Investigador no Doctor otorgada por el Departamento de Educación del Gobierno Vasco entre 2019-2023 [PRE\_2018\_1\_0421]. También he recibido una ayuda complementaria para realizar una estancia de investigación de tres meses en el Sport Mountain and Health Research Center (CeRISM) de la Universidad de Verona, en Rovereto (Italia).

La participación en la investigación de los miembros de la Unidad de Vigilancia y Rescate sección Montaña de la Ertzaintza ha sido autorizada por el Departamento de Seguridad del Gobierno Vasco.

El proyecto ha cumplido con los estándares éticos de toda investigación. Las intervenciones realizadas han sido autorizadas por el Comité de Ética para las Investigaciones relacionadas con Seres Humanos (CEISH) de la UPV/EHU [M10\_2018\_107].

Por último, declaro que no ha existido conflicto de interés en ninguna de las tareas realizadas en la investigación. La ayuda económica y la autorización de colaboración de los participantes no han repercutido de ninguna forma en los resultados y conclusiones de la tesis.

## Recomendaciones para la lectura

La presente tesis está realizada bajo el formato “tesis por compendio de publicaciones”. En concreto, la tesis está compuesta por tres artículos científicos publicados en revistas científicas que aparecen en la última relación publicada por el Journal Citation Reports (SCI y/o SSCI). La normativa de la Universidad del País Vasco/ Euskal Herriko Unibertsitatea no menciona el estilo a seguir para la elaboración del documento, por ello, se ha utilizado mayoritariamente el estilo marcado por la Asociación Estadounidense de Psicología en su séptima edición. En cuanto al uso del lenguaje, a lo largo del texto se ha usado el genérico masculino tal y cómo marca la Real Academia Española para mantener una economía del lenguaje y evitar dificultades sintácticas y de concordancia.

La unidad temática que rige la tesis está argumentada en el apartado justificación de la línea argumental. La tesis está formada por varios capítulos y secciones que debido a que se trata de una tesis con mención “Doctorado Internacional”, a lo largo del documento se intercalan dos idiomas, castellano e inglés.

La recopilación de los artículos publicados son parte esencial de la tesis. Debido a la normativa de la Universidad del País Vasco/ Euskal Herriko Unibertsitatea, de Gestión de las Enseñanzas de doctorado y concretamente, considerando el capítulo XI. Artículo 43. Estructura de la tesis por compendio de publicaciones, se anexan en la parte final de la tesis los Anexos 1., 2., y 3. Recomiendo al lector su lectura para poder profundizar en los hallazgos de la presente tesis.

La primera publicación, “Protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables. Systematic review” es una revisión sistemática que tiene por objetivo principal, describir los protocolos que analizan la

influencia de la marcha transportando una carga en mochila sobre el rendimiento físico. El segundo artículo, “Physiological stress in flat and uphill walking with different backpack loads in professional mountain rescue crews” analiza la influencia de la marcha en cinta rodante en diferentes pendientes (1 %, 10 %, 20 % de inclinación) transportando distintas cargas en la mochila (0 %, 10 %, 20 %, 30 %, 40 % de la masa corporal) sobre variables fisiológicas y perceptivas en rescatadores profesionales de montaña. Y, por último, el tercer artículo “Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions” analiza la fiabilidad y validez del dispositivo Stryd durante la marcha en cinta rodante con diferentes masas en la mochila y pendiente positiva.

## Abreviaciones

ATP: adenosín trifosfato	KE: energía cinética
CAV: Comunidad Autónoma Vasca	LA: lactato
COM: centro de masas	LED: diodo emisor de luz
CV: coeficiente de variación	LOA: límites de acuerdo
DME: diferencia de medias estandarizadas	LT: umbral de lactato
FC: frecuencia cardíaca	MC: masa corporal
FCmáx: frecuencia cardíaca máxima	MLSS: máximo estado estable de lactato
FEDME: Federación Española de Deportes de Montaña y Escalada	RPE: percepción subjetiva del esfuerzo
FRS: fuerza de reacción del suelo	TC: tiempo de contacto con el suelo
GPE: energía potencial	TE: tamaño del efecto
GREIM: Grupo de Rescate e Intervención en Montaña de la Guardia Civil	TO: tácticas operativas:
IC: intervalo de confianza	UPV/EHU: Universidad del País Vasco/ Euskal Herriko Unibertsitatea.
ICC: índice de correlación intraclase	UVR: unidad de Vigilancia y Rescate
IMC: índice de masa corporal	VO <sub>2</sub> : consumo de oxígeno
IMU: unidad de medida inercial	VO <sub>2</sub> máx: consumo máximo de oxígeno
	VT1: primer umbral ventilatorio
	VT2: segundo umbral ventilatorio

## Abbreviations

% VO<sub>2</sub>max: percent of maximal oxygen consumption

BW: body weight

CEISH: Ethics Committee for Research on Human Subjects

DOI: Digital Object Identifier

e.g.: for example

GCT: ground contact time

HRmax: maximal heart rate

LCT: load carriage test

MIRT: maximal incremental running test

PEDro: Physiotherapy Evidence Database

PRISMA: Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses

RPE: rate of perceived exertion

VO<sub>2</sub>: oxygen uptake

VO<sub>2</sub>max: maximal oxygen uptake



# Índice



## Índice

<b>Resumen.....</b>	<b>21</b>
<b>Laburpena .....</b>	<b>24</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>26</b>
<b>Capítulo 1/ Chapter 1 .....</b>	<b>29</b>
<b>1. Introducción/ Introduction .....</b>	<b>31</b>
1.1. El rescate en montaña .....	33
1.1.1. Contextualización .....	33
1.1.2. El grupo de rescate.....	35
1.1.2.1. Sección de montaña de la Unidad de Vigilancia y Rescate de la Ertzaintza.....	36
1.1.2.2. Gestión de emergencias .....	38
1.1.3. El rescatador.....	40
1.1.3.1. Características físicas y fisiológicas del rescatador .....	41
1.1.4. Influencia del rescate sobre el rendimiento físico de los rescatadores	43
1.2. Justificación de la línea argumental .....	45
<b>Capítulo 2/ Chapter 2 .....</b>	<b>49</b>
<b>2. Marco Teórico .....</b>	<b>51</b>
2.1. La marcha con mochila y pendiente .....	51
2.1.1. La marcha.....	51
2.1.1.1. Influencia de la mochila y la pendiente sobre la marcha .....	51
2.1.1.1.1. Efecto sobre las variables biomecánicas.....	51
2.1.1.1.2. Efecto sobre variables fisiológicas y perceptivas .....	64

2.2. Dispositivos ponibles .....	18
<b>Capítulo 3/ Chapter 3 .....</b>	<b>77</b>
<b>3. Objetivo e hipótesis/ Objectives and hypotheses.....</b>	<b>79</b>
<b>Capítulo 4/ Chapter 4 .....</b>	<b>81</b>
<b>4. Methods/ Métodos .....</b>	<b>83</b>
4.1. Study 1: Protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables. Systematic Review .....	83
4.2. Study 2: Physiological stress in flat and uphill walking with different backpack loads in professional mountain rescue crews.....	86
4.3. Study 3: Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions .....	89
<b>Capítulo 5/ Chapter 5 .....</b>	<b>91</b>
<b>5. Resumen de resultados y discusión/ Summary of results and discussion .....</b>	<b>93</b>
5.1. Artículo 1: Protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables. Systematic Review .....	93
5.2. Artículo 2: Physiological stress in flat and uphill walking with different backpack loads in professional mountain rescue crews.....	97
5.3. Artículo 3: Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions .....	104
<b>Capítulo 6/ Chapter 6 .....</b>	<b>111</b>
<b>6. Referencias/ References .....</b>	<b>113</b>
<b>Capítulo 7/ Chapter 7 .....</b>	<b>143</b>
<b>7. Consideraciones finales .....</b>	<b>145</b>

7.1. Conclusions/ Conclusiones .....	145
7.2. Aplicaciones prácticas .....	145
7.3. Limitaciones.....	146
7.4. Futuras líneas de investigación .....	149
7.5. Reflexión final .....	150
<b>Capítulo 8/ Chapter 8 .....</b>	<b>153</b>
<b>8. Anexos/ Annex.....</b>	<b>155</b>
8.1. Anexo 1: Protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables. Systematic Review .....	155
8.2. Anexo 2: Physiological stress in flat and uphill walking with different backpack loads in professional mountain rescue crews.....	163
8.3. Anexo 3: Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions .....	171
8.4. Anexo 4: Comunicaciones en congresos .....	179
8.5. Anexo 5: Aprobación comité de ética.....	185
<b>Figuras</b>	
<b>Figura 1</b> <i>Fases y subfases de la marcha</i> .....	53
<b>Figura 2</b> <i>Fuerza de reacción del suelo</i> .....	56
<b>Figura 3</b> <i>Desplazamiento del COM</i> .....	61



## Resumen

**Objetivos:** Han sido tres los objetivos principales de esta tesis doctoral centrada en los rescatadores profesionales de montaña: 1) describir los protocolos utilizados en la literatura científica para determinar la influencia de transportar carga con una mochila durante la marcha en cinta rodante sobre variables fisiológicas; 2) analizar la influencia de la marcha en cinta rodante en pendiente (1 %, 10 %, 20 %) transportando distintas cargas en la mochila (0 %, 10 %, 20 %, 30 %, 40 % de la masa corporal) sobre variables fisiológicas y perceptivas en rescatadores profesionales de montaña; y 3) analizar la fiabilidad y validez del dispositivo Stryd durante la marcha en cinta rodante con pendiente (1 %, 10 % y 20 %) y sin pendiente con cargas en la mochila (0 %, 10 %, 20 %, 30 %, 40 % de la masa corporal).

### **Método:**

**Estudio 1:** Se realizó una revisión sistemática en las bases de datos PubMed, SPORTDiscus y Web of Science. Se extrajeron los datos de las características de los participantes y de los protocolos utilizados en cada estudio seleccionado.

**Estudio 2:** Dieciséis rescatadores profesionales de montaña caminaron en cinta rodante a 3,6 km/h en 15 combinaciones de masa de la mochila (0 %, 10 %, 20 %, 30 %, 40 % de la masa corporal) y pendientes (1 %, 10 % y 20 %). La duración de cada combinación fue de 5 minutos con un descanso de 3 minutos entre las mismas. Se analizaron los valores de percepción del esfuerzo (RPE), frecuencia cardíaca máxima (% de la FC<sub>máx</sub>) y consumo máximo de oxígeno (% del VO<sub>2</sub><sub>máx</sub>).

**Estudio 3:** Diecisiete rescatadores profesionales de montaña caminaron a 3,6 km/h en ocho combinaciones distintas de pendiente (1 %, 10 % y 20 %) y masa de la mochila (0 %, 10 %, 20 %, 30 %, 40 % de la masa corporal). Para el análisis de la fiabilidad se utilizaron dos dispositivos Stryd. El análisis de la validez se hizo mediante la

comparación de los datos obtenidos por el Stryd con los registrados por el dispositivo de referencia, Optojump.

### **Resultados:**

**Estudio 1:** En la revisión se incluyeron 14 artículos científicos. La mayoría de los artículos se han realizado con personal no experimentado en el transporte de carga. La velocidad de marcha fue de entre 3 y 6,5 km/h con cargas en la mochila de hasta el 60 % de la masa corporal. El tiempo mínimo analizado fue de 5 minutos.

**Estudio 2:** Los resultados mostraron una interacción aditiva entre la pendiente y la masa de la mochila en las variables analizadas, % del  $VO_2$ máx, % de la FCmáx y RPE ( $p < 0,001$ ,  $\eta^2 < 0,33$ ). Los resultados del ANOVA de dos factores fueron estadísticamente significativos entre masas de la mochila (% del  $VO_2$ máx:  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,880$ ; % de la FCmáx:  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,906$ ; RPE:  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,879$ ) y entre pendientes (% del  $VO_2$ máx:  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,980$ ; % de la FCmáx:  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,978$ ; RPE:  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,953$ ).

**Estudio 3:** El Stryd mostró ser fiable para la medición de la cadencia de paso, potencia y tiempo de contacto (error medio  $< 2,5$  %; tamaño del efecto (ES)  $< 0,25$ ; error estándar de la media  $< 1,7$  %;  $r > 0,76$ ). Este dispositivo mostró ser válido para la medición de la cadencia de paso (error medio  $< 0,8$  %; ES  $< 0,07$ ;  $r > 0,96$ ; coeficiente de concordancia de Lin's = 0,96; error porcentual absoluto medio  $< 1$  %). Sin embargo, el Stryd sobreestima el tiempo de contacto ( $p < 0,01$ ; ES  $> 5,1$ ; error porcentual absoluto medio  $> 40$  %).

**Conclusiones:** Las conclusiones principales de esta tesis doctoral han sido las siguientes; 1) en la literatura científica se han utilizado diferentes protocolos con características diferentes que dificultan la comparación entre estudios; 2) tanto la pendiente como la masa de la mochila ejercen una influencia sobre las variables

fisiológicas y perceptivas, habiendo una interacción aditiva entre la masa de la mochila y la pendiente; y 3) el dispositivo Stryd es fiable para la medición de la cadencia de paso, potencia y tiempo de contacto, siendo también válido para el registro de la cadencia de paso.

# Laburpena

**Helburuak:** Mendiko erreskatzaileak ardatz moduan duen doktorego tesi honek, hiru helburu nagusi izan ditu: 1) deskribatu literatura zientifikoan ibiltzeko makina erabiliz, motxilaren zamaren eragina aztertzeko erabili diren protokoloak aztertzea 2) motxilaren zama (% 0, % 10, % 20, % 30, % 40-ko gorputz masa) eta aldaparen (% 1, % 10, % 20) eragina aldagai fisiologikoetan eta pertzeptiboan aztertzea 3) aztertu Stryd gailuaren fidagarritasuna eta baliogarritasuna ibiltzeko makina batean ibiltzen den bitartean aldapan (% 1, % 10, % 20) eta zamarekin (% 0, % 10, % 20, % 30, % 40-ko gorputz masa) aldapa gabe aztertzea.

## Metodo:

**1. ikerketa:** Berrikuspen sistematikoa egin zen PubMed, SPORTDiscus y Web of Science datu-baseetan. Hautatutako artikulo zientifikoetatik parte hartzaileen eta protokoloaren ezaugarrien datuak atera ziren.

**2. ikerketa:** Mendiko hamasei erreskatatzaile profesional ibiltzeko makinan ibili ziren, masa (% 0, % 10, % 20, % 30, % 40-ko gorputz masa) eta aldaparen (% 1, % 10, % 20) arteko 15 konbinazio ezberdinetan. Konbinazio bakoitza 5 minutukoa izan zen 3 minutuko deskantsuarekin. Parte hartzaileen abiadura 3,6 km/h-koa izan zen. Jasotako esfortzu pertzepzioa (RPE), bihotz maiztasuna (%BMmax) eta oxigeno kontsumoaren (%VO<sub>2</sub>max) aldagaien baloreak aztertu ziren.

**3. ikerketa:** Mendiko hamazazpi erreskatatzaile profesional ibiltzeko makinan ibili ziren 3,6 km/abiadurara zortzi konbinazio ezberdinetan, motxilan zama (% 0, % 10, % 20, % 30, % 40-ko gorputz masa) eramaten aldapa gabe eta aldapan (% 1, % 10, % 20) motxilaren zama gabe. Fidagarritasuna aztertzeko bi Stryd gailuen datuak alderatu ziren. Baliogarritasuna aztertzeko, aldiz, Stryd gailua urrezko erreferentziako gailu batekin konparatu zen (Optojump).

## **Emaitzak:**

**1. ikerketa:** Berrikuspen sistematikoa burutu ondoren 14 artikulu zientifiko aztertu ziren. Aztertutako artikuluaren parte hartzaileen gehiengoek motxila eramaten esperientzia falta zuten. Erabilitako ibiltzeko abiadura 3 eta 6,5 km/h bitartekoa izan zen eta garraiatutako zama % 60-ra arte izan zen. Aztertutako gutxieneko denbora 5 minutukoa izan zen.

**2. ikerketa:** Ikerketaren emaitzak zama eta aldaparen arteko elkarrekintza gehigarria dagoela ikusi zen aztertutako aldagai guztietan, %VO<sub>2</sub>max, %BMmax y RPE ( $p < 0,001$ ,  $\eta^2 < 0,33$ ). ANOVA-ren emaitzan, estatistikoki esanguratsua izan zen masen artean (%VO<sub>2</sub>max  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,880$ ; %BMmax  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,906$ ; RPE  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,879$ ) eta aldapen artean (%VO<sub>2</sub>max;  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,980$ ; %BMmax  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,978$ ; RPE  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,953$ ).

**3. ikerketa:** Stryd gailuak kadentzia, potentzia eta kontaktu denbora neurketetarako fidagarria dela frogatu zen (batez besteko errorea  $< \% 2,5$ ; efektuaren tamaina (ES)  $< 0,25$ ; batez bestekoaren errore estandarra  $< \% 1,7$ ;  $r > 0,76$ ). Gainera, kadentziaaren neurketa baliogarria da (batez besteko errorea  $< \% 0,8$ ; ES  $< 0,07$ ;  $r > 0,96$ ; Lin 's-en komunztadura-koefizientea = 0,96; batez besteko ehuneko-errore absolutua  $< \% 1$ ). Hala ere, Stryd gailuak kontaktu denboraren neurketa ginetik estimatzen du ( $p < 0,01$ ; ES  $> 5,1$ ; batez besteko ehuneko-errore absolutua  $> \% 40$ ).

**Ondorioak:** Doktorego-tesi honen ondorio nagusiak honako hauek izan dira; 1) literatura zientifikoan ikerketen arteko alderaketa zailtzen da, erabili direlako protokolo ezberdinak; 2) aldapak eta motxilaren masak eragina dute aldagai fisiologikoetan eta pertzepziozkoetan, elkarrekintza gehigarria somatuz; 3) Stryd gailua kadentzia, potentzia eta kontaktu denbora neurtzeko fidagarria da eta kadentziarako baliogarria.

## Abstract

**Objectives:** The main objectives of this doctoral thesis, which was focused on professional mountain rescuers, were threefold: 1) to describe the protocols used in the scientific literature to determine the influence of backpack load on physiological variables walking on a treadmill ; 2) to analyze the effects of backpack load carriage (0 %, 10 %, 20 %, 30 %, 40 % of body mass) and slope (1 %, 10 %, 20 %) on physiological and perceptive variables in professional mountain rescuers walking on a treadmill ; and 3) to analyze the reliability and validity of the Stryd device during treadmill walking with incline (1 %, 10 %, and 20 %) and without incline with backpack loads (0 %, 10 %, 20 %, 30 %, 40 % of body mass).

**Method:**

**Study 1:** A systematic review was carried out in the PubMed, SPORTDiscus, and Web of Science databases. Participants' characteristics and protocols were extracted from the selected studies.

**Study 2:** Sixteen professional mountain rescuers performed a total 15 treadmill walking trials in different conditions. Each trial consisted of 5 minutes walking at 3.6 km/h on three positive slopes (1 %, 10 % and 20 %) and with different backpack loads (0 %, 10 %, 20 %, 30 % and 40 % of body mass) interspersed with 3 minutes rest intervals between trials. Perceived exertion (RPE), maximum heart rate (%HRmax) and maximum oxygen consumption (%VO<sub>2</sub>max) values were analyzed.

**Study 3:** Seventeen participants from a police force rescue team performed eight submaximal walking trials, consisting of 5 min walking at 3.6 km/h on three positive slopes (1 %, 10 % and 20 %) and with different backpack loads (0 %, 10 %, 20 %, 30 % and 40 % of body mass) without slope. Two Stryd devices were used for reliability analyses. Validity was analyzed against a gold standard device (Optojump).

**Results:**

**Study 1:** 14 scientific articles were included in the systematic review. Most research studies indicated participants were not experienced with backpack carriage. Walking speed was set between 3 and 6.5 km/h with backpack loads of up to 60 % of body mass. Minimum trial duration was set for 5 minutes.

**Study 2:** The results showed an additive effect in the interaction of slope and backpack load on %VO<sub>2</sub>max, %HRmax and RPE ( $p < 0.001$ ,  $\eta^2 < 0.33$ ). Two-way ANOVA indicated significant differences among backpack loads (%VO<sub>2</sub>max:  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.880$ ; %HRmax:  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.906$ ; RPE  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.879$ ) and among slopes (%VO<sub>2</sub>max:  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.980$ ; %HRmax:  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.978$ ; RPE:  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.953$ ).

**Study 3:** The Stryd Power Meter was found to be reliable for cadence, power and contact time (mean bias  $< 2.5$  %; effect size (ES)  $< 0.25$ ; standard error of the mean  $< 1.7$  %,  $r > 0.76$ ). Besides, the results of the Stryd device showed excellent validity for cadence (mean bias  $< 0.8$  %; ES  $< 0.07$ ;  $r > 0.96$ ; Lin's Concordance Coefficient = 0.96; mean absolute percent error  $< 1$  %). However, the Stryd Power Meter overestimated contact time ( $p < 0.01$ , ES  $> 5.1$ , mean absolute percent error  $> 40$  %).

**Conclusions:** The main conclusions of this doctoral thesis are the following; 1) the variety of protocols used in the studies analyzing the influence of backpack load on physiological variables make comparison of the data difficult; 2) an additive effect in the interaction of backpack load and slope was observed on physiological and perceptive stress during walking; and 3) the Stryd device was found to be reliable for cadence, power and contact time; it is also showed acceptable validity for cadence.





# Capítulo 1/ Chapter 1



# 1. Introducción/ Introduction

La práctica deportiva en el ámbito de la montaña se sitúa entre las disciplinas más practicadas. Concretamente, en cuarto lugar, según la última encuesta de hábitos deportivos realizada el año 2020 en España (División de Estadística y Estudios, 2021). En esta línea, la Federación Española de Deporte de Montaña y Escalada (FEDME) está en el puesto número cuatro si se atiende al número total de licencias (División de Estadística y Estudios, 2022). En la Comunidad Autónoma del País Vasco (CAV) la práctica del senderismo se sitúa entre de las cinco modalidades más practicadas por detrás de caminar y ciclismo (Gabinete de Prospección Sociológica, 2017).

Los accidentes que tienen lugar durante el ejercicio de la práctica deportiva en el medio natural, en el caso de que la persona accidentada no pueda desplazarse por sus propios medios o con la ayuda de algún compañero, requieren de un rescate. Estos se llevan a cabo, habitualmente, por grupos especializados en rescates en montaña.

Según la última investigación publicada sobre la accidentabilidad en la CAV los rescates en montaña se han incrementado en las últimas décadas (Ballesteros Peña et al., 2019). Se estima que en el Estado español hay 100 500 accidentes de montaña al año (Sánchez Hernández, 2016). Estos accidentes conllevan en muchos casos la movilización de los grupos de rescate en montaña.

En el año 2019 según el observatorio de accidentes de la FEDME, se tramitaron 7 000 partes de accidentes y el Grupo de Rescate e Intervención en Montaña de la Guardia Civil (GREIM) realizó 343 rescates de personas federadas (Comité de Seguridad FEDME, 2020).

El rendimiento físico de los rescatadores viene condicionado por factores externos (altitud, pendiente, masa de una mochila, meteorología, entre otras), que

influyen en el éxito de los rescates (Pietsch et al., 2019). Estos factores, añadidos a las situaciones de peligrosidad de algunos de los rescates (Pietsch et al., 2019; Tomazin et al., 2012), comprometen el rendimiento físico de los rescatadores, poniendo incluso en peligro su propia seguridad (Carlton & Orr, 2014; Johnson, 2004). A estas situaciones anteriores hay que añadir que, dependiendo de la tipología del accidente y del tipo de acceso al lugar de producción del mismo, los rescatadores tienen que transportar material para realizar el rescate que puede influir en su rendimiento físico (Drain et al., 2016; Godhe et al., 2020).

Con el objetivo de disminuir el tiempo de resolución de un rescate y optimizar las condiciones físicas de los rescatadores sería importante optimizar los recursos, tanto humanos como materiales, durante el rescate. De esta forma, los rescates se harán de una forma más eficiente mejorando la supervivencia de las personas accidentadas, así como la seguridad del grupo de rescate y reduciendo en última instancia los costes económicos asociados a los rescates.

La actuación de los grupos de rescate de montaña podría asemejarse a la de los grupos de deportistas de élite, considerando que el rendimiento físico de ambas poblaciones se considera fundamental para el éxito final. Es por lo tanto necesario conocer el rendimiento físico de los rescatadores, así como las particularidades de los rescates que afectan a su rendimiento.

En la literatura científica hemos encontrado solamente un artículo escrito por Callender et al. (2012) el cual tiene como objeto de estudio los rescatadores de montaña.

Debido a la escasez de estudios científicos en este área, y teniendo en cuenta la importancia que tienen los rescatadores de montaña (Ballesteros Peña et al., 2019; Carlton & Orr, 2014; Johnson, 2004; Pietsch et al., 2019; Sánchez Hernández, 2016;

Tomazin et al., 2012) se considera necesario el inicio de una línea de investigación centrada en el ámbito del rescate en montaña y de los rescatadores.

La presente tesis se centra en determinar la influencia que tiene la pendiente de la superficie de la marcha y la mochila sobre el rendimiento físico de los rescatadores. También, se pretende comprobar la fiabilidad y validez de un nuevo dispositivo isoinercial utilizado para cuantificar variables espacio-temporales de la marcha, con el fin de que este nuevo dispositivo permita realizar futuras investigaciones en campo sobre el análisis del rendimiento físico de los rescatadores en el propio rescate.

## **1.1. El rescate en montaña**

### **1.1.1. Contextualización**

#### **Aproximación praxiológica**

El rescate es una situación motriz que se realiza como trabajo o deber con el objetivo de cumplir las exigencias externas y no con el simple hecho de disfrutar de la acción motriz (ludomotricidad), por lo que nos encontramos ante una práctica ergomotriz (Parlebas, 2008). Esta práctica ergomotriz, tal y cómo la conocemos a día de hoy, puede ser la evolución del afán del ser humano por luchar por un bien común protegiéndose de las adversidades en conjunto (etnomotricidad). En este sentido, sin una perspectiva praxiológica, Villota (2019) define el rescate como “una acción humanitaria y humana, con gran relación con el estilo de vida social que nuestra especie ha adoptado, en el que todos colaboramos en función de un bien común muy superior al que cualquier individuo independiente podría alcanzar”. La Real Academia Española por su parte define la acción de rescatar como “liberar de un peligro, daño, trabajo, molestia u opresión”.

La presente tesis doctoral se centra en el rescate de montaña, situación motriz de rescatar que se llevará a cabo en un medio natural (zona no urbana), en la superficie terrestre. Por lo tanto, el rescate de montaña lo definimos como la situación motriz que se lleva a cabo sobre la superficie terrestre no urbana con el fin de liberar de un peligro, daño, molestia u opresión a un ser humano o animal.

Para comprender la situación motriz del rescate de montaña hay que conocer la relación de los participantes con otros participantes, el tiempo, el espacio y los objetos (Parlebas, 2008).

En cuanto a la relación entre participantes, el rescate es una práctica sociomotriz de colaboración con una comunicación motriz entre los individuos. Esta situación sociomotriz está compuesta por dos roles sociomotores: rescatador y rescatado. El rescatador es el que acude en auxilio y el rescatado el que sufre el accidente y se encuentra en situación de riesgo y necesita ser rescatado. A su vez, en función del rescate podemos encontrar diferentes sub-roles sociomotores. Los rescatadores pueden adquirir roles específicos para afrontar las diferentes tareas del rescate. Por parte del rescatado, podemos encontrar también subroles, que serán asignados por los rescatadores. Por ejemplo, la asignación de una tarea específica a realizar durante el rescate, siempre manteniendo la condición de rescatado.

La relación con el tiempo está marcada por la celeridad del rescate, por lo que aún no teniendo un marco temporal establecido, siempre se realizará con urgencia en el menor tiempo posible. El fin de un rescate estará marcado por alguno de estos supuestos: la puesta a salvo del rescatado o por agentes externos (ej., meteorología). La decisión de finalizar el rescate la toma el responsable del operativo.

En cuanto a la relación con el espacio, la práctica de la actividad se realiza en la naturaleza sobre la superficie terrestre, espacio con incertidumbre. Además, la

superficie terrestre donde se realizan los rescates puede llegar a ser muy variada pudiendo abarcar desde simas hasta el punto más alto de una montaña, por lo que el desplazamiento en el espacio puede ser tanto en vertical como en horizontal. Las conductas motrices de los participantes de los rescates será la consecuencia de la información obtenida a partir de la decodificación del espacio.

En referencia a la relación con los objetivos, su uso es vital para llevar a cabo el rescate. Esto supone que el rescatador tenga que transportar el material necesario para llevar a cabo el propio rescate.

Teniendo en cuenta estos rasgos, el rescatador puede tener una estrategia motriz preestablecida para hacer frente al rescate, una estrategia de actuación o protocolo operativo.

## **Marco jurídico**

La tarea del rescate en montaña no queda recogida en ningún marco jurídico estatal, sin embargo, hay normativa que obliga a las personas físicas y jurídicas a socorrer a quien se encuentre en una situación de emergencia (Ley Orgánica 10/1995, de 23 de noviembre, del Código Penal; Villota, 2019).

En el Estado español existen diferentes grupos de rescate especializados en montaña. Estos grupos pueden pertenecer al propio Estado (ej., GREIM), a las comunidades autónomas (ej., Sección de Montaña de la Unidad de Vigilancia y Rescate [UVR] de la Ertzaintza) o pueden ser de carácter voluntario por parte de organizaciones sin ánimo de lucro o asociaciones (ej., Equipo de Respuesta Inmediata en Emergencias de la Cruz Roja). La presente tesis se centra en los grupos de rescate profesionales que pertenecen al Estado o a las comunidades autónomas.

### **1.1.2. El grupo de rescate**

Los grupos de rescate en montaña son los encargados de acudir a las

emergencias ocurridas en el medio montañoso. Estos grupos se enfrentan a situaciones extremas en medios hostiles que en determinadas situaciones suponen un riesgo para el propio grupo (Johnson, 2004). Estas intervenciones requieren de una alta preparación, amplia experiencia, entrenamiento técnico y físico específico y de una organización excepcional por parte de los grupos de rescate (Johnson, 2004).

La composición del grupo de rescate puede variar dependiendo de la localización geográfica y de la institución a la que pertenece. Habitualmente está formado por especialistas técnicos rescatadores de montaña, y en algunos casos se complementa con personal sanitario. En la mayoría de los casos están apoyados por pilotos de helicópteros y técnicos de grúas, que son las personas encargadas del manejo del helicóptero y de la grúa del mismo.

### **1.1.2.1. Sección de montaña de la Unidad de Vigilancia y Rescate de la Ertzaintza**

En este apartado se describe la composición de la Sección de Rescate en Montaña de la UVR de la Ertzaintza al que pertenecen los participantes de esta tesis doctoral.

En el año 1986, el Departamento de Seguridad del Gobierno Vasco, tras las inundaciones de 1983 y el accidente aéreo del monte Oiz en 1985, tomó la decisión de crear unas secciones específicas de montaña, buceo y marítima dentro de la Unidad de Brigada Móvil del cuerpo de policía de la Ertzaintza, para hacer frente a las emergencias ocurridas en el medio natural. Años más tarde, en 2012, las mencionadas secciones se separan de la Brigada Móvil y junto con la Unidad de Helicópteros, crean la llamada Unidad de Rescate y Apoyo Táctico Policial. Posteriormente se cambia la denominación para llamarse Unidad de Vigilancia y Rescate. En la

actualidad, la unidad cuenta con tres secciones: montaña, aeronáutica y acuática, compuestas por 110 integrantes. La unidad además de realizar labores estrictamente policiales es la encargada de acudir a las emergencias ocurridas en el medio natural.

Concretamente, la sección de montaña es la sección encargada de intervenir en las emergencias terrestres ocurridas en el medio montañoso y habitualmente trabaja conjuntamente con la sección de aeronáutica. La sección de montaña está compuesta por el oficial de sección y tres grupos de 15 componentes cada uno. Las guardias cuentan con un mínimo de ocho rescatadores de manera presencial en la base de Iurreta (Bizkaia). En cada guardia se asignan dos rescatadores de montaña al servicio de helicóptero, siendo los encargados de realizar los rescates por medios aéreos junto a la sección Aeronáutica en caso de que así se considerara, quedando otros dos compañeros en espera por si hiciera falta conformar otra tripulación para apoyar el servicio vía terrestre. Los demás integrantes de la guardia participan en las emergencias desplazándose al lugar por vía terrestre y realizando tareas preventivas.

Cada grupo realiza ciclos de cuatro jornadas de guardia consecutivas de 12 horas de duración, en horario de 08:00 a 20:00, de forma presencial en la base de la UVR de Iurreta. Por las noches, cuatro componentes del grupo, de manera no presencial, permanecen localizables y disponibles para acudir a las emergencias en caso de ser activada. Durante su estancia en la base de la UVR los rescatadores realizan entrenamientos físicos, así como simulacros específicos, que se realizan semanalmente. Determinados entrenamientos o simulacros se realizan en el propio medio natural.

Los integrantes de la sección de montaña son personal especializado que ha superado las pruebas de acceso específicas para promocionar a dicho puesto (Resolución 1595 de 21 de marzo de 2019). Es un requisito indispensable disponer de

la titulación de técnico deportivo en alguna modalidad relacionada con la montaña (Orden 1001 de 18 de febrero de 2019) para formar parte de la Sección de Montaña de la UVR.

### **1.1.2.2. Gestión de emergencias**

Según el decreto legislativo 1/2017, el Gobierno Vasco es el encargado de ordenar y coordinar las actuaciones de las administraciones del mismo ente en el ámbito de la prevención y gestión de las emergencias. Así mismo es el encargado de elaborar los planes de protección civil, planes de actuación y las tácticas operativas (TO) para hacer frente a las emergencias (Compte et al., 2011). Este apartado se centra en la activación de la Sección de Montaña de la UVR en base las TO que les activan.

Las TO son el mecanismo de respuesta elaborado para atender a las emergencias no calamitosas (Gobierno Vasco, 2021), es decir, aquellas emergencias que no suponen un grave riesgo, catástrofe o calamidad pública. Las TO se han elaborado con el fin de dar respuesta a los incidentes tipificados de manera rápida, ordenada y eficazmente, optimizando los recursos disponibles por la administración. Estas TO tienen predefinidas todos los procedimientos de activación dependiendo del tipo de incidente al que haya que hacer frente.

En las TO queda reflejada la movilización de los recursos de dos maneras, automática o diferida. La movilización automática es aquella en la que se activan determinados recursos de forma inmediata e instantánea, según lo establecido en la TO pertinente. La movilización diferida es aquella en la que el técnico de emergencias moviliza recursos adicionales a los activados de manera automática, descritos en la TO pertinente, y que se suma a la movilización automática (Compte et al., 2011; Gobierno Vasco, 2021).

## **Recepción de la emergencia:**

Todas las emergencias recibidas, ya sea por parte de los servicios públicos o por parte de la ciudadanía (teléfono 112), se gestionan bajo la Dirección de Atención de Emergencias y Meteorología del Gobierno Vasco. En concreto la recepción de las emergencias y activación de los recursos se hace desde el Centro de Coordinación de Emergencias de Euskadi. Este centro activa, según la magnitud de la emergencia y considerando los diferentes planes o TO, los servicios necesarios para afrontar las emergencias (Compte et al., 2011; Gobierno Vasco, 2021). En el año 2021 se contabilizaron 719 029 llamadas y se gestionaron 218 003 actuaciones (Centro de coordinación de emergencias de Euskadi SOS Deiak, 2022).

## **Activación y movilización de la Sección de Montaña de la UVR:**

En situaciones de riesgo vital, la Sección de Montaña de la UVR es activada de manera automática cuando el incidente se trata de una búsqueda o rescate en zona montañosa, rural o periurbana. También, se movilizan cuando hay cualquier tipo de rescate o búsquedas en subsuelo (cuevas, simas, minas...) en zona montañosa o rural (Gobierno Vasco, 2021). Para el resto de situaciones el sistema de movilización será en diferido y coordinado con los técnicos de intervención de emergencias.

En los últimos años, entre 1996 y 2016, se ha observado una dinámica al alza en los accidentes en montaña en la CAV, que en varias ocasiones ha conllevado la activación del grupo de rescate (Ballesteros Peña et al., 2019). Concretamente en el año 2021 la sección de montaña participó en 620 ocasiones, de las cuales 569 fueron rescates y 50 búsquedas (Centro de coordinación de emergencias de Euskadi SOS Deiak, 2022).

## **Fin de la activación**

El final del incidente se determina por el director de las operaciones o por el

técnico del Centro de Coordinación de Emergencias de Euskadi. En este punto se desactivan todos los recursos movilizados en la emergencia regresando a su base los componentes de la Sección de Montaña de la UVR (Gobierno Vasco, 2021).

### **1.1.3. El rescatador**

El rescatador es la persona que participa en la situación motriz de rescatar, descrita previamente, y que su desempeño se guía por las características del rescate en base a su relación con los rasgos mencionados en anteriores apartados.

La situación motriz del rescate conlleva que el rescatador tenga que hacer frente a situaciones complejas y peligrosas en medios hostiles (Pietsch et al., 2019; Tomazin et al., 2012) con la mayor celeridad posible. Además, debido al continuo avance en la creación de nuevas modalidades deportivas, los rescatadores tienen que adaptar sus habilidades continuamente (Peters, 2003) con el fin de adaptarse a los rescates que se puedan encontrar ante estas nuevas modalidades deportivas.

Por lo tanto, este campo requiere que los rescatadores vayan adquiriendo continuamente conocimientos técnico-tácticos de las situaciones a las que se puedan enfrentar (Peters, 2003), así como que presenten un nivel de forma física que les permita acometer el rescate en plenas facultades. Las emergencias son dinámicas y físicamente exigentes (Lentz et al., 2019).

Esta tesis está centrada en los aspectos relacionados con la condición física y deja a un lado los requerimientos técnico-tácticos de los rescates de montaña.

En la literatura encontramos una variedad de artículos que describen desde el punto de vista del rendimiento físico el personal de emergencia como: bomberos, policías, personal sanitario y militares (Gumieniak et al., 2018; Lockie et al., 2018; Marins et al., 2019; Rodríguez-Marroyo et al., 2012; Stevenson et al., 2017). Sin embargo, el colectivo del rescatador de montaña carece de análisis científico,

encontrando un único estudio el cual analiza expresamente a los rescatadores de montaña (Callender et al., 2012).

Debido a la falta de estudios sobre los rescatadores de montaña, en el siguiente apartado se expondrán las características físicas y fisiológicas que presentan otros colectivos, como son los bomberos, militares y policías. De esta forma obtendremos una aproximación sobre lo que se podría esperar de los rescatadores de montaña. Conocer las capacidades físicas de estos colectivos puede ser fundamental para poder proponer diseños de entrenamiento específicos con el fin de mejorar las mismas.

### **1.1.3.1. Características físicas y fisiológicas del rescatador**

Callender et al. (2012) realiza un estudio que caracteriza el estado físico de los rescatadores de montaña. En una muestra formada por ocho voluntarios del servicio de rescate de Pattedale y Penrith del Reino Unido (edad =  $45,5 \pm 8,9$  años; altura =  $177 \pm 6,6$  cm; masa corporal [MC] =  $80,6 \pm 9,9$  kg; índice de masa corporal [IMC] =  $25,7$  kg/m<sup>2</sup> porcentaje de grasa =  $14,06 \pm 3,3$  %). Los rescatadores realizaron una prueba incremental en cinta rodante obteniendo los siguientes valores: consumo máximo de oxígeno (VO<sub>2</sub>máx)  $52,6 \pm 2,9$  ml/kg/min, frecuencia cardíaca máxima (FCmáx)  $189,6 \pm 12,2$  p/min, y un primer umbral ventilatorio (VT1) detectado mediante V-slope en el  $46,9 \pm 7,4$  % del VO<sub>2</sub>máx y un segundo umbral ventilatorio (VT2) al  $81,8 \pm 7,2$  % del VO<sub>2</sub>máx.

En otros colectivos, como son los bomberos forestales, encontramos unos valores similares a los de los rescatadores. Rodríguez-Marroyo et al. (2012) en su estudio realizado con bomberos forestales (edad =  $25,2$  años; altura =  $176$  cm; MC:  $75,8$  kg; IMC =  $24,36$  kg/m<sup>2</sup>) mostraron unos valores de VO<sub>2</sub>máx de  $56,2$  ml/kg/min y

de 190 p/min de FC<sub>máx</sub> con un VT1 al 48,2 % del VO<sub>2</sub>max y un VT2 al 79,8 % del VO<sub>2</sub>max. En otro estudio realizado, donde los participantes eran bomberos tenían una masa de  $83 \pm 15$  kg, una talla de  $179 \pm 7$  cm, un IMC de  $26,4$  kg/m<sup>2</sup> y un porcentaje graso del 16,5 %; las bomberas mostraban una masa de  $63 \pm 6$  kg, una altura de  $165 \pm 6$  cm, un IMC de  $23,3$  kg/m<sup>2</sup> y un porcentaje graso de 26,6 % (Stevenson et al., 2017).

En un estudio que caracteriza a los reclutas hombres y mujeres (n = 253) en periodo de instrucción en una academia de policía observaron que la media de edad era de  $26,69 \pm 5,26$  años; tenían una masa de  $79,69 \pm 12,29$  kg y una talla de  $1,75 \pm 0,10$ m. Una revisión sistemática que tenía como objetivo analizar el estado de forma de policías en servicio y en el cual se analizaron 59 artículos, observaron que de media los policías tenían un VO<sub>2</sub>máx de 48,8 ml/kg/min y un porcentaje graso de entre 12 y 28,2 % (Marins et al., 2019). Además, analizaron los resultados de diferentes test que tenían como objetivo evaluar la fuerza y flexibilidad. Con todo ello concluyeron que por lo general los policías se encuentran en la media de la población general o ligeramente por encima. Los autores remarcan que los policías deberían tener una mejor condición física que la población general debido a los requerimientos de su trabajo (Marins et al., 2019).

Concretamente, los rescatadores de montaña se enfrentan a situaciones de mucho estrés y a situaciones en constante evolución debido a la creación constante de nuevas prácticas deportivas (Peters, 2003). En este estudio en el cual caracterizan a los médicos rescatadores, observaron que muchos participantes del estudio pertenecían a un grupo de montaña y practicaban deportes de montaña.

## 1.1.4. Influencia del rescate sobre el rendimiento físico de los rescatadores

Las características de un rescate (ej., duración, desnivel, tarea a realizar...) son muy variadas por lo que es complejo conocer de antemano las características específicas con las que se va a encontrar un rescatador y consecuentemente, la influencia del mismo sobre el rendimiento físico esperado del rescatador. Esto conlleva que el rescatador tenga que hacer frente al rescate adaptándose a cada situación, sin conocer de antemano muchas de las características del mismo. Por otro lado, la constante evolución de los deportes de montaña supone un aumento de las situaciones de variabilidad a las que tienen que enfrentarse los rescatadores (Peters, 2003).

Ciesa et al. (2014) analizaron 205 operaciones de búsqueda y rescate en la región de la comunidad de montaña Agno-Chiampo del nordeste de Italia, que abarca unos 90 km<sup>2</sup> y unas altitudes de entre 200 y 2 000 m sobre el nivel del mar, con el objetivo de determinar la velocidad de desplazamiento dependiendo del tipo de terreno. El transcurso de los rescates fue monitorizado mediante geolocalización y relacionado con la tipología del terreno mediante un sistema de información geológica. La velocidad media de marcha de los rescatadores fue de 4,43 km/h al caminar sobre terreno abierto, 3,76 km/h en bosque y de 4,86 km/h en sendero. En dicho estudio no analizaron el efecto del rescate sobre el rendimiento físico de los rescatadores.

En la literatura científica solo encontramos un estudio sobre el efecto de un rescate sobre el rendimiento físico de los rescatadores de montaña (Callender et al., 2012). En este estudio se analizó la influencia de un simulacro de rescate sobre el

consumo de oxígeno ( $VO_2$ ), la frecuencia cardíaca (FC) y la percepción de esfuerzo (RPE). El simulacro consistía en acudir hasta la víctima andando, y para ello recorrieron una distancia de 2,96 km con un desnivel positivo de 472 m. Durante el ascenso los rescatadores portaron en la espalda 14 kg de material personal y sanitario. Posteriormente simularon una asistencia sanitaria en el lugar del accidente con una duración de 20 minutos. La evacuación del accidentado se realizó con una camilla portada por los rescatadores, volviendo andando al punto de partida. En dicho estudio se observó que el acercamiento hasta el accidentado supuso un estrés fisiológico y perceptivo mayor que la vuelta al punto de inicio del rescate. El transporte de la camilla se realizó por ocho rescatadores de los cuales dos transportaron en todo momento la camilla y fueron el objeto estudio. El procedimiento para transportar la camilla se adaptó a las particularidades del terreno, sin usar ruedas. Concretamente, durante el ascenso los rescatadores permanecieron un  $3,9 \pm 3,9$  % del tiempo de dicha fase por debajo del VT1; el  $14,3 \pm 7,6$  % entre el VT1 y el VT2; el  $80,4 \pm 8,3$  % entre el VT2 y el  $VO_{2\text{máx}}$ ; y un  $1,4 \pm 2,3$  % en el  $VO_{2\text{máx}}$ . Durante el descenso el tiempo en cada zona fue del  $37,8 \pm 33,7$  % por debajo de VT1, el  $57,9 \pm 32,3$  % entre VT1 y VT2, el  $5,7 \pm 5,4$  % entre VT2 y  $VO_{2\text{máx}}$  y el  $0,2 \pm 0,6$  % en  $VO_{2\text{máx}}$ . El esfuerzo percibido (Borg 6-20) mostró el mismo patrón; mayor durante el ascenso,  $16 \pm 1,6$  (ascenso) vs.  $12 \pm 0,6$  (descenso).

A pesar de no haber encontrado más trabajos específicos sobre la carga física y mental que supone un rescate, el análisis de carga a la que se ven sometidos los bomberos forestales podría servir como punto de partida para conocer dichas demandas.

En este sentido Rodríguez-Marroyo et al. (2012) observaron, tras analizar 200 casos, que las intervenciones más largas suponían un mayor tiempo (relativizado por

el total del tiempo de la actividad) por debajo del VT1, así como un menor tiempo entre umbrales y por encima del VT2. En otro estudio realizado en bomberos forestales estimaron que en la marcha hacia el incendio y en la marcha de regreso la intensidad de la misma supuso el 47 % del  $VO_{2m\acute{a}x}$  y el 40 % del  $VO_{2m\acute{a}x}$  respectivamente (Sol et al., 2018).

## **1.2. Justificación de la línea argumental**

Tal y cómo se ha mencionado en apartados anteriores las actividades en montaña y los rescates han aumentado en los últimos años. Los grupos de rescate en montaña son los encargados de asistir a las emergencias ocurridas en la montaña. Es una tarea compleja y en muchos casos requiere de un requerimiento físico importante por parte de los rescatadores. Por ello, se debería tratar al colectivo de igual manera que a los deportistas profesionales. En este caso, el objetivo de los rescatadores es salvar vidas y el rendimiento físico influye directamente en la eficacia y eficiencia del rescate.

Mediante la presente tesis doctoral se abre una línea de investigación que pretende avanzar en el conocimiento del rescate de montaña y del rescatador. Al ser una nueva línea de investigación, es necesario abrir el camino y dejar la puerta abierta a las futuras investigaciones.

En primera instancia la tesis se ha centrado en conocer el efecto que tiene la masa de la mochila y la pendiente sobre el rescatador. Concretamente, en esta primera línea de investigación nos hemos centrado en los efectos fisiológicos y perceptivos de los rescatadores al caminar a velocidad constante en cinta rodante.

Para ello, al no haber ninguna línea de investigación al respecto en la Universidad del País Vasco/ Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU) en general, ni en el Departamento de Educación Física y Deportiva en concreto, se ha realizado una

revisión sistemática para conocer cómo se había estudiado el efecto de la mochila sobre los participantes. Con ese objetivo se realizó el primer estudio, una revisión sistemática y se terminó con la publicación de la misma.

A continuación, en base a los resultados obtenidos en la revisión sistemática, se prosiguió a diseñar el segundo estudio de la tesis doctoral. A pesar de que fue el segundo estudio, debido a los plazos establecidos por las revistas ha sido el último estudio publicado. En este segundo estudio se ha analizado el efecto que tienen diferentes masas de mochila y pendientes en variables fisiológicas del rescatador.

Otro de los objetivos de la tesis que se plantearon en los inicios del proyecto en el curso académico 2018-2019, era conocer los requerimientos físicos durante el rescate. Para ello, se planteó usar un nuevo dispositivo que permitía conocer diferentes parámetros biomecánicos de la marcha y cuantificar la carga externa durante el rescate. Sin embargo, dicho dispositivo, aunque usado en diferentes trabajos científicos, carecía de un estudio de fiabilidad y validez durante la marcha en pendiente y con masa. Por ello, el tercer artículo de la tesis es un primer estudio de fiabilidad y validez con el que se pretendía conocer si se podía utilizar posteriormente en los simulacros que se iban a monitorizar.

En el año 2020 y 2021 se tenía previsto realizar los simulacros en los que se iba a utilizar el dispositivo. Aunque los datos del dispositivo no estaban publicados, a nivel interno ya conocíamos los resultados favorables del mismo. Sin embargo, la pandemia de la COVID 19 ha influido en la presente tesis doctoral, lo que ha obligado a modificar los objetivos iniciales de la tesis. Los simulacros de rescate no se han podido realizar debido a las restricciones causadas por la emergencia sanitaria. Aunque contábamos con el visto bueno previo a la emergencia sanitaria por parte de las instituciones implicadas, con la emergencia sanitaria se canceló todo ya que el



grupo de rescate está formado por un número reducido de especialistas y no podían correr el riesgo de que la investigación afectara a su normal funcionamiento debido a contagios dentro del grupo. Al final, al ver que los plazos se demoraban se ha decidido dar por finalizada la tesis con la recopilación de los tres trabajos publicados en revistas de impacto. Así, dejamos la puerta abierta para seguir avanzando en el conocimiento del rescate en montaña en futuros trabajos.





# Capítulo 2/ Chapter 2



## **2. Marco Teórico**

### **2.1. La marcha con mochila y pendiente**

#### **2.1.1. La marcha**

La locomoción es la acción por la cual los animales se desplazan de una localización a otra (Rose & Gamble, 2006). Esta acción se caracteriza por el desplazamiento rítmico del cuerpo que mantiene al animal en constante progresión hacia adelante (Rose & Gamble, 2006). En los seres humanos el desplazamiento por sus propios medios se suele producir de forma bípeda, mediante la marcha o la carrera. Esta acción requiere de un aprendizaje para un correcto control motor y coordinación de los diferentes segmentos corporales (Chambers & Sutherland, 2002; Rose & Gamble, 2006).

La marcha es la forma de locomoción humana más común (Qu & Yeo, 2011) y se diferencia de la carrera debido a que durante la marcha en todo momento hay un contacto con el suelo (Alexander, 1995; Li & Hamill, 2002). La marcha está compuesta por un patrón de movimiento que se denomina ciclo de marcha.

##### **2.1.1.1. Influencia de la mochila y la pendiente**

##### **sobre la marcha**

##### **2.1.1.1.1. Efecto sobre las variables**

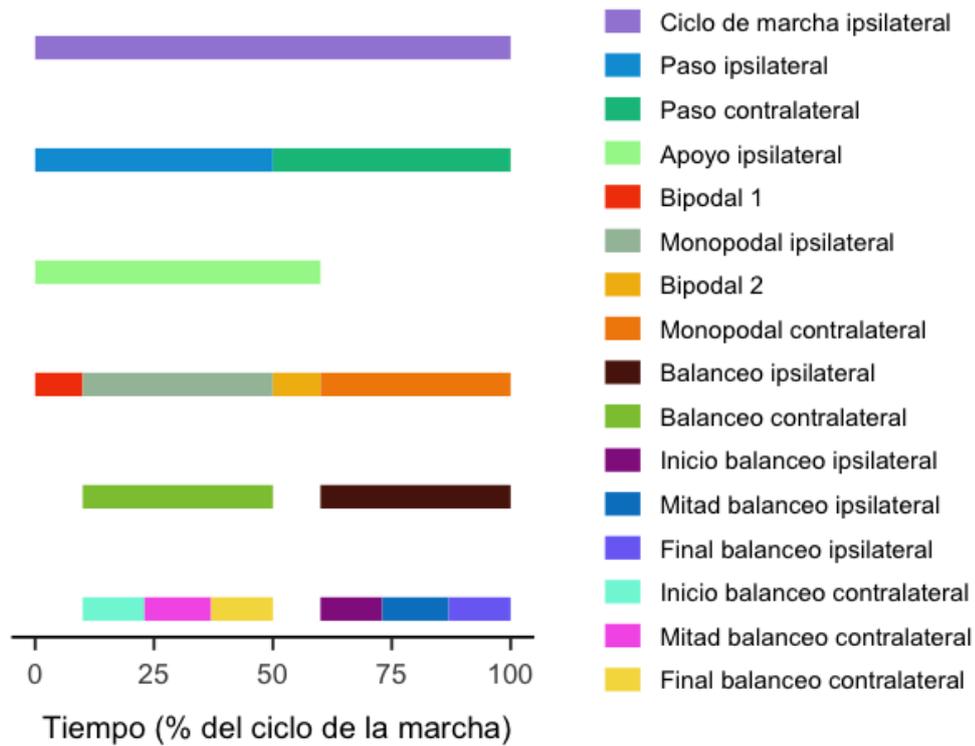
##### **biomecánicas**

##### **Efecto de la mochila y la pendiente en los parámetros espacio-temporales de la marcha**

El ciclo de la marcha comienza con el primer contacto del pie con el suelo (0

% del ciclo) y termina cuando el mismo pie vuelve a estar en contacto con el suelo (100 % del ciclo) (Baker, 2013; Chambers & Sutherland, 2002; Kirtley, 2006). Un ciclo de marcha supone una zancada. A lo largo del texto utilizaremos el término zancada haciendo referencia a la definición técnica que difiere del significado adoptado por la Real Academia Española. La zancada, está compuesta por dos pasos (Kirtley, 2006). Un paso se realiza cada vez que el pie se traslada hacia adelante (balanceo) entre el contacto inicial del pie ipsilateral al contacto inicial del pie contralateral (Kirtley, 2006; Perry, 1992; Whittle, 2007). El ciclo de la marcha se divide en dos fases principales, fase de apoyo y fase de balanceo. A su vez, la fase de apoyo se puede subdividir en dos subfases de apoyo bipodal y una monopodal. La fase de balanceo por su parte se subdivide en tres subfases; inicio, mitad y final del balanceo (Baker, 2013; Chambers & Sutherland, 2002; Kirtley, 2006; Perry, 1992; Whittle, 2007). En la figura 1 se observan las diferentes fases y subfases en conjunto.

**Figura 1** *Fases y subfases de la marcha*



*Nota:* datos basados en Kirtley, 2006 y Perry, 1992.

El análisis espacio-temporal de la marcha se suele realizar mediante la cuantificación del tiempo total del ciclo o el porcentaje respecto a la duración total; la longitud del paso y la zancada; así como el número de pasos por unidad de tiempo entre otros parámetros (Baker, 2013; Chambers & Sutherland, 2002; Kirtley, 2006; Perry, 1992; Whittle, 2007).

En una marcha no patológica con calzado, la fase de apoyo es del 60 % del ciclo de marcha y un 40 % la fase de balanceo. El doble apoyo ocupa el 20 % del ciclo de marcha, dividido en dos fases de 10 % (Kirtley, 2006). La cadencia de paso en hombres entre 18 y 65 años a velocidad elegida por ellos es de entre 82 pasos/min y 135 pasos/min y de entre 97 pasos/min y 138 pasos/min en mujeres (Whittle, 2007). El ciclo de marcha en hombres dura entre 0,89 s y 1,46 s y en mujeres entre 0,87 s y

1,24 s (Whittle, 2007). La longitud de zancada es de entre 1,22 m y 1,85 m en hombres y 1,04 m y 1,56 m en mujeres pasos/min.

Al transportar una carga con una mochila, los parámetros espacio-temporales se modifican con respecto a la marcha sin mochila (Knapik et al., 1996; Liew et al., 2016). En líneas generales, en la revisión con meta-análisis realizada por Liew et al. (2016), analizaron los efectos de la carga de la mochila frente a no llevar mochila y observaron que la longitud de zancada disminuía (diferencia de medias estandarizadas [DME] = -0,24; intervalo de confianza [IC] 95% = -0,36/ -0,12; I2= 0 %; p = 0.54) y la cadencia de paso aumentaba (DME = 0,28; IC 95 % = 0,15/ 0,41; I2= 0 %; p = 0.94). Los autores concluyeron que la longitud de zancada se reducía y aumentaba la cadencia de paso cuando la carga superaba el 30 % de la MC.

En cuanto al ciclo de marcha, el porcentaje de tiempo en la primera (DME = 0,99; IC 95 % = 0,53/ 1,47; I2= 85 %; p < 0.001) y segunda (DME = 0,67; IC 95 % = 0,30/ 1,04; I2= 78 %; p < 0.001) fase de doble apoyo aumenta y se reduce el porcentaje de apoyo monopodal (DME = -0,49; IC 95 % = -0,74/ -0,25; I2= 42 %; p < 0.001).

A la hora de comparar estudios hay que tener en cuenta la velocidad de marcha de los participantes en cada estudio, ya que esta puede influir sobre los resultados y consecuentemente a la hora de comparar diferentes estudios. Sin embargo, parece haber una tendencia tal y como muestran los resultados del meta-análisis mencionado previamente (Liew et al., 2016) así como revisiones narrativas previas (Knapik et al., 1996). En estudios anteriores también se han encontrado resultados similares; mayor tiempo en fase doble apoyo y menor de tiempo en apoyo monopodal (Kinoshita, 1985). Algunos autores sugieren que menores longitudes de paso y cadencias de paso más altas puede ser una estrategia para evitar el estrés en los

huesos del pie durante el transporte de carga con mochila (Harman et al., 2000).

Cabe mencionar que, en una revisión sistemática sobre personal militar, en donde llevaban cargas en diferentes localizaciones del cuerpo, no encontraron cambios en los parámetros espacio-temporales (Walsh & Low, 2021). Los autores sugieren que esta ausencia de cambios es debida a que el personal especializado mantiene un patrón de la marcha consistente.

La pendiente es otro de los factores que afecta a la marcha. En estudios que han analizado el efecto de la pendiente durante la marcha a velocidad constante, observan cómo a medida que se incrementa la pendiente, aumenta la longitud de paso (Hinde et al., 2017; Leroux et al., 2002; Liu et al., 2020). En cuanto al tiempo relativo de la fase de apoyo y balanceo no se aprecian cambios hasta una pendiente del 10 % (Leroux et al., 2002). En lo que respecta a la cadencia de paso parece no haber diferencias respecto a andar sin inclinación y a una inclinación de hasta el 15 % (Franz et al., 2012).

Sin embargo, los estudios que analizan en efecto de la pendiente sobre una velocidad auto elegida observan cómo la velocidad elegida disminuye junto a la cadencia de paso y a la longitud de zancada (Kimmel-Naor et al., 2017).

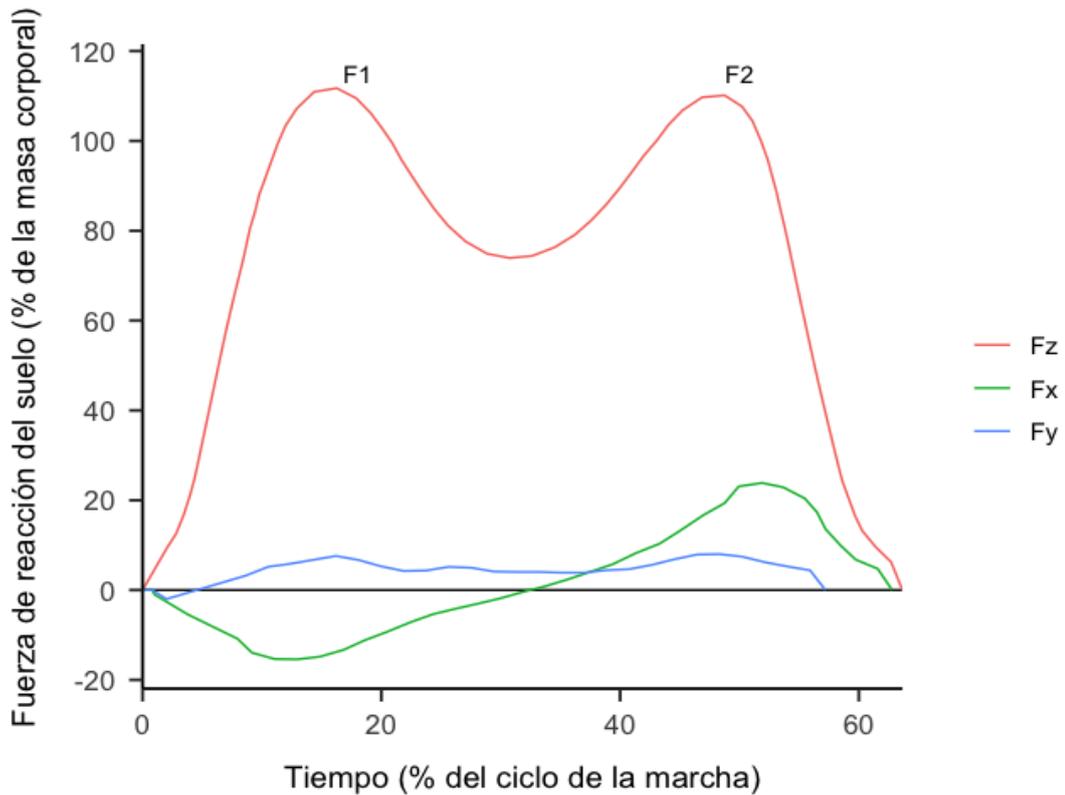
### **Efecto de la mochila y la pendiente en la fuerza de reacción del suelo**

Durante la marcha humana el análisis de la fuerza de reacción del suelo (FRS) nos permite derivar el movimiento del cuerpo (Armand, 2015; Horst et al., 2021). La FRS se descompone en los tres ejes, vertical (Z), antero-posterior (X) y medio-lateral (Y). La FRS vertical ( $F_z$ ) es la componente de mayor magnitud e indica la dirección y la magnitud de la aceleración y deceleración del centro de masas (COM) en el eje vertical (Horst et al., 2021).

En la marcha no patológica la FRS vertical ( $F_z$ ) muestra dos picos ( $F_1$  y  $F_2$ ) y

un valle (Figura 2) (Horst et al., 2021). Justo antes del F1 se produce el denominado “talón transitorio” que es un pico de fuerza que se produce por la caída descontrolada del pie por un breve periodo de tiempo antes de ser controlado por las diferentes articulaciones y grupos musculares.

**Figura 2** Fuerza de reacción del suelo



*Nota:* Datos extraídos de Kirtley, 2006 mediante WebplotDigitalizer.; FRS= fuerza de reacción del suelo Fz= FRS en el eje vertical; Fx= FRS en el eje antero-posterior; Fy= FRS en el eje medio-lateral; F1= primer pico de la Fz; F2=segundo pico de la Fz.

La FRS antero-posterior (Fx) y FRS medio-lateral (Fy) son fuerzas paralelas a la superficie de la marcha y se denominan fuerzas de cizalla (Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006). Ambas fuerzas son de menor magnitud que la fuerza vertical.

La Fx refleja la aceleración del COM en la dirección de marcha. En el primer

apoyo doble, cuando el talón entra en contacto con el suelo se observa una FRS en sentido opuesto al de la marcha, lo que genera una desaceleración del cuerpo en el eje antero-posterior. En el segundo apoyo doble se da una aceleración en el sentido de la marcha. Durante la marcha, la magnitud de la fuerza del segundo apoyo bipodal es mayor al del primer apoyo bipodal por lo que resulta en una aceleración en el sentido de la marcha (Rose & Gamble, 2006).

La  $F_y$  refleja la aceleración lateral del COM, determinando la anchura de paso (Rose & Gamble, 2006). La magnitud es menor al 10 % de la masa corporal (Perry, 1992).

La magnitud de la fuerza aplicada en la componente vertical y antero-posterior es mayor durante el transporte de una mochila, debido a la mayor masa total y a la aceleración del COM (Birrell et al., 2007; Dames & Smith, 2016; Kinoshita, 1985; Liew et al., 2016; Walsh & Low, 2021).

Según el meta-análisis de Liew et al. (2016), el transporte de carga mediante una mochila incrementa los valores máximos de  $F_1$  (DME = 2,29; IC 95 % = 1,69/ 2,90; I<sup>2</sup> = 82 %;  $p < 0,001$ ) y  $F_2$  (DME = 2,16; IC 95 % = 1,51/ 2,80; I<sup>2</sup> = 80 %;  $p < 0,001$ ), la  $F_z$  mínima (DME = 2,55; IC 95 % = 0,98/ 4,13; I<sup>2</sup> = 90 %;  $p < 0,001$ ) y el impulso vertical (DME = 3,08; IC 95 % = 2,10/ 4,05; I<sup>2</sup> = 90 %;  $p < 0,001$ ). También se observó que la magnitud del pico de frenado de la componente antero-posterior de la FRS (DME = 2,08; IC 95 % = 1,67/ 2,49; I<sup>2</sup> = 8 %;  $p = 0,37$ ) así como el impulso de frenado aumentaron (DME = 2,52; IC 95 % = 1,87/ 3,17; I<sup>2</sup> = 0 %;  $p = 0,44$ ). El pico de la fase de impulso aumentó (DME = 1,69; IC 95 % = 0,75/ 2,61; I<sup>2</sup> = 79 %;  $p < 0,001$ ) al igual que incrementó la magnitud del impulso (DME = 2,3; IC 95 % = 1,25/ 3,43; I<sup>2</sup> = 64 %;  $p = 0,06$ ). Otra revisión sistemática realizada en militares concluyó que la  $F_z$  y  $F_x$  aumentaban durante el transporte de carga (Walsh & Low,

2021).

Algunos autores, sugieren que los aumentos en la componente vertical y antero-posterior son proporcionales a la carga debido al efecto estático de la carga (Birrell et al., 2007; Kinoshita, 1985). Otros autores encontraron que el aumento proporcional es hasta cargas del 30 % de la MC en mujeres (Simpson et al., 2012) y hasta el 42 % de la MC (Harman et al., 2000) o hasta el 25 % de la MC en hombres (Tilbury-Davis & Hooper, 1999). Aunque el punto en el cual se rompe la proporcionalidad es dispar, los autores sugieren que este cambio se debe a la implicación de mecanismos protectores (ej., mayor flexión de rodilla) para prevenir lesiones a partir de una carga determinada. Diferentes estudios han observado un mayor rango de movimiento de la rodilla y cadera, así como una mayor dorsiflexión cuando se transporta carga en una mochila (Attwells et al., 2006; Harman et al., 2000; Kinoshita, 1985; Majumdar et al., 2010).

La FRS normalizada respecto a la masa total (masa de la mochila más la MC) muestra resultados dispares entre los estudios. Liew et al. (2016) encontraron estudios en los cuales el primer y segundo pico de la Fz no presenta cambios significativos frente a la marcha normal. En cuanto a la Fx, algunos estudios que mencionaban que la fuerza de frenado no cambiaba y otros que aumentaba. Los autores explican que la disparidad de los estudios es debida al grado de adaptación de los participantes al transporte de carga (Liew et al., 2016). Sugieren que los más acostumbrados al transporte de carga han generado adaptaciones neuromusculares que les permite reducir el pico de frenado. Estar habituado a transportar cargas con una mochila es un aspecto a tener en cuenta para colectivos que trabajan día a día transportando carga con mochila, ya que repetidos impactos contra el suelo pueden generar lesiones (Simpson et al., 2012) en la articulación de rodilla y fracturas por estrés en el pie

(Polcyn et al., 2002). Orr et al. (2017) reportaron que una de las zonas lesionales más habituales en soldados cuando transportan carga son el pie y la rodilla.

La magnitud de  $F_y$  aumenta durante el transporte de cargas mediante la mochila (Birrell et al., 2007). Harman et al. (2000) observaron cambios con cargas inferiores a 42 % de la MC, pero no con cargas superiores. Sin embargo, Simpson et al. (2012) observaron un mayor impulso medio-lateral en cargas del 30 % de la MC y 40 % de la MC en mujeres. Liew et al. (2016) observaron que las diferencias en la  $F_y$  eran inconsistentes y dependientes del método de normalización de la FRS; tanto en valores absolutos como normalizando por la masa corporal  $F_y$  aumenta. Sin embargo, decreta cuando se normaliza a la masa total. Independientemente de las discrepancias entre estudios, parece ser que el incremento de la carga desestabiliza el desplazamiento del COM lateralmente (Liew et al., 2016).

Durante la marcha en pendiente, el COM se desplaza en el sentido de la marcha y en el sentido opuesto a la gravedad, por lo que los miembros inferiores del cuerpo se adaptan a dicho cometido (Hong et al., 2014). La marcha en pendiente se caracteriza por una mayor magnitud de las fuerzas propulsiva y una menor magnitud de la fuerza de frenado (Franz et al., 2012; Lay et al., 2006). La dinámica de la componente vertical de la FRS mantiene una forma parecida a la que se observa sin pendiente (Franz & Kram, 2013; Lay et al., 2006). En pendientes de aproximadamente del 15% la magnitud del  $F_2$  mostró ser superior a la de  $F_1$  (Lay et al., 2006; McIntosh et al., 2006). La magnitud de la fuerza de frenado de la componente antero-posterior es menor, incluso llega a desaparecer incrementándose la magnitud de la fase propulsiva (Lay et al., 2006). La dinámica de la FRS concuerda con el aumento de la magnitud de fuerza realizada por las diferentes articulaciones del miembro inferior (tobillo, rodilla y cadera) a medida que aumenta la pendiente

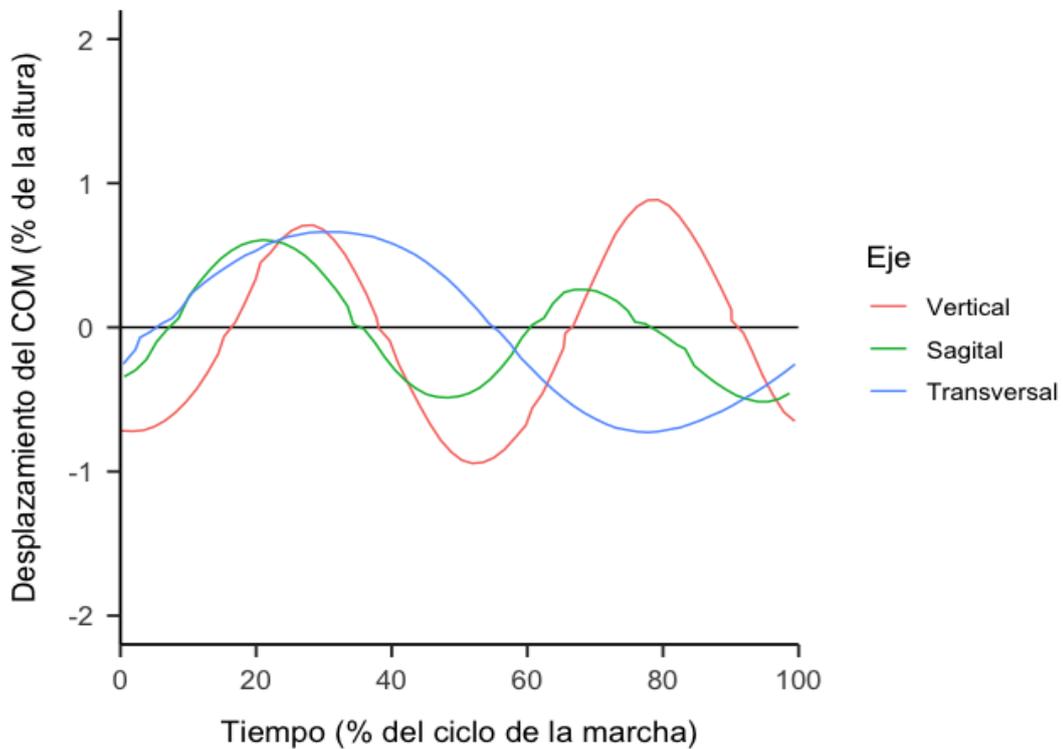
(Alexander & Schwameder, 2016a; Alexander & Schwameder, 2016b; Alexander et al., 2017; DeVita et al., 2007; Nuckols et al., 2020). Por otro lado, con el fin de aumentar la eficacia de la aplicación de fuerza y contribuir al desplazamiento del COM, el tronco del cuerpo se inclina en el sentido de la marcha (Leroux et al., 2002; Leu et al., 2012; Prentice et al., 2004).

## **Efecto de la mochila y la pendiente en la trayectoria del centro de masas**

En posición estática de bipedestación sin mochila en una persona sin patologías, el COM se localiza aproximadamente a la altura de la segunda vértebra del sacro (Kirtley, 2006). En dicha posición, la proyección vertical del COM se sitúa dentro de la base de la sustentación (Winter, 1995). La colocación de una mochila en la espalda supone un desplazamiento posterior del COM, por lo que el caminante realiza una flexión de tronco con el objetivo de mantener la proyección del COM dentro de la base de sustentación (Al-Khabbaz et al., 2008; Attwells et al., 2006; Devroey et al., 2007; Knapik et al., 1996).

Durante la marcha, el COM mantiene una trayectoria ondulante de péndulo invertido en el eje vertical (Figura 3) (Kirtley, 2006; Tesio & Rota, 2019). En el eje sagital y transversal también sigue una trayectoria ondulante (Kirtley, 2006).

**Figura 3** *Desplazamiento del COM*



Nota: Datos extraídos de Kirtley, 2006 mediante WebplotDigitalizer; COM= centro de masas.

El movimiento de péndulo invertido del COM (Adamczyk & Kuo, 2009; Alexander, 1995; Donelan et al., 2002; Mochon & McMahon, 1980) permite reducir el trabajo mecánico y el coste metabólico necesario para desplazar el COM durante la marcha (Alexander, 1995; Cavagna & Margaria, 1966; Ortega & Farley, 2005), transformando la energía cinética (KE) en energía potencial (GPE) y viceversa (Alexander, 1995; Cavagna et al., 1977; Franz et al., 2012).

Cuando se transporta una carga en una mochila el patrón de la trayectoria del COM durante la marcha se mantiene similar al mostrado durante la marcha sin mochila; la forma y la amplitud de la trayectoria vertical del COM se mantiene igual que sin carga (Caron et al., 2013; Harman et al., 2000).

Durante las caminatas en pendiente positiva o negativa a una velocidad

constante, el COM modifica su trayectoria con el fin de ganar o perder altura en cada paso, dibujando una trayectoria asimétrica en el eje vertical (Gomeñuka et al., 2014; Gottschall & Kram, 2006; Pickle et al., 2016). La modificación de la trayectoria del COM afecta a la dinámica del péndulo invertido (Dewolf et al., 2017; Gottschall & Kram, 2006). En pendiente positiva el ratio de energía KE/GPE se ve modificado debido a la asimetría de la trayectoria del COM; disminuyendo la eficiencia mecánica de la marcha e incrementándose el trabajo externo para elevar y redirigir el COM en cada paso (Dewolf et al., 2017; Donelan et al., 2002; Gottschall & Kram, 2006; Minetti et al., 1993; Minetti, 1995).

### **Efecto de la mochila y la pendiente en la activación muscular**

Durante la marcha no patológica los diferentes grupos musculares implicados en la extensión o flexión de cadera, rodilla y tobillo actúan sinérgicamente (Kirtley, 2006; Perry, 1992; Whittle, 2007). Durante la fase bipodal, en el contacto inicial del talón con el suelo, los músculos dorsiflexores del tobillo, así como los músculos extensores de la rodilla se activan. A continuación, en la fase monopodal, el peso del cuerpo es sostenido por un solo miembro inferior, cuya activación excéntrica de los extensores de rodilla y cadera ayuda al desplazamiento del centro de gravedad en el sentido de progresión. Posteriormente, desde la fase media del apoyo monopodal hasta la fase final se produce una activación de los flexores plantares, para pasar a una activación concéntrica de los flexores de rodilla y cadera durante la fase de balanceo de dicho miembro inferior. Durante esta fase los dorsiflexores del pie permanecen activados casi en la totalidad del tiempo del balanceo. En la fase final del balanceo se produce una activación concéntrica de los extensores de cadera y rodilla (Kirtley, 2006; Perry, 1992; Whittle, 2007).

Durante el transporte de una carga con mochila, la activación de los músculos

implicados en la marcha difieren en la intensidad de la activación y duración de la misma en comparación a la producida durante la marcha sin mochila, para de esta forma mantener el equilibrio y contrarrestar los efectos de la masa de la mochila sobre la dinámica de la marcha (Harman et al., 2000; Li & Chow, 2017; Liu et al., 2020; Simpson et al., 2011a). Diversos estudios han observado un aumento de la actividad muscular en los músculos extensores de cadera, rodilla y tobillo (Harman et al., 2000; Liew et al., 2016; Liu et al., 2020; Silder et al., 2013; Simpson et al., 2011a; Son, 2013; Walsh & Low, 2021). Esta mayor activación muscular parece ser un mecanismo para mantener la estabilidad y amortiguar el mayor impacto durante la marcha generada por el peso adicional de la carga transportada en la mochila (Simpson et al., 2011a).

Simpson et al. (2011a) observaron un aumento de la activación del bíceps femoral de hasta el 40 % de la MC (0 % de la MC: 263 ms; 20 % de la MC: 279 ms; 30 % de la MC :281 ms; 40 % de la MC: 309 ms). No obstante, no se observaron cambios en el tibial anterior, gastrocnemio, glúteo mayor, semitendinoso y vasto lateral.

La activación de los músculos del tronco también se muestra afectada durante el transporte de una carga con mochila (Devroey et al., 2007; Harman et al., 2000; Li & Chow, 2017). Los músculos extensores de la espalda presentan un decremento de su activación a medida que se incrementa la carga de la mochila (Al-Khabbaz et al., 2008; Devroey et al., 2007; Harman et al., 2000; Li & Chow, 2017). Sin embargo, se ha observado un incremento en la activación de los flexores de tronco (Al-Khabbaz et al., 2008; Devroey et al., 2007; Harman et al., 2000; Son, 2013). Tanto Harman et al. (2000) como Li and Chow (2017) observaron que a partir del 30 % de la MC y del 20 % de la MC respectivamente, los erectores de espalda vuelven a incrementar su

activación.

Los músculos de la parte superior de la espalda (ej., trapecio) también presentan una mayor activación debido al transporte de carga con mochila (Liew et al., 2016; Walsh & Low, 2021).

En cuanto a la marcha en pendiente positiva sin mochila, la activación muscular (Franz & Kram, 2012; Lay et al., 2007; Liu et al., 2020; Paul et al., 2016) y la duración de la activación (Lay et al., 2007; Liu et al., 2020) de los extensores de tobillo, rodilla y cadera aumenta según se incrementa la pendiente. En concreto, los extensores de cadera (isquiotibial y glúteo mayor) parecen tener un mayor valor medio de la señal de activación y mayor duración de la activación a medida que se incrementa con la pendiente (Liu et al., 2020). Liu et al. (2020) observaron diferencias significativas ( $p < 0,05$ ) en los valores de activación del glúteo mayor, recto femoral, tibial anterior, isquiotibiales y gastrocnemio entre caminar sin pendiente y pendiente del + 10 % en todas las cargas analizadas (0 kg, 10 kg, 20 kg y 30 kg), sin hallar una interacción entre carga y pendiente. Además, Liu et al. (2020) señalan que los extensores de cadera muestran una mayor activación que los extensores de rodilla. La mayor activación de los músculos extensores de tobillo, rodilla y cadera puede deberse a su implicación en la elevación del COM durante la marcha en pendiente positiva (Franz & Kram, 2012; Paul et al., 2016). Pickle et al. (2016) observaron una mayor potencia del soleo, gastrocnemio, glúteo e isquiotibiales durante la marcha con pendiente en comparación a sin pendiente.

### **2.1.1.1.2.Efecto sobre variables fisiológicas y perceptivas**

**Inicio del movimiento**

Previo a la producción de cualquier movimiento humano, la corteza motora del cerebro, a través de las motoneuronas, envía una señal al músculo con el fin de reclutar las unidades motoras necesarias para realizar el movimiento.

El músculo, tras recibir la señal para realizar un movimiento, transforma la energía química en energía mecánica (Sundberg & Fitts, 2019) produciendo una contracción muscular y como resultado, un movimiento. En este proceso, la mayor parte de la energía proviene de la ruptura de la cadena del fosfato a consecuencia de la hidrólisis de la molécula adenosín trifosfato (ATP) (Hargreaves & Spriet, 2020; MacLaren et al., 2012; Vandenboom, 2016). Durante la actividad física el ATP se hidroliza continuamente, porque es necesario la resíntesis del ATP mediante las diferentes vías metabólicas, fosforilación a nivel sustratos y fosforilación oxidativa (Hargreaves & Spriet, 2020).

La vía metabólica predominante depende de la duración y de la intensidad del ejercicio (Hargreaves & Spriet, 2020). En actividades con una duración superior a 60 s, la resíntesis de ATP se produce principalmente mediante la fosforilación oxidativa. Para ello, se utilizan, dependiendo de la duración e intensidad del ejercicio, principalmente carbohidratos y grasas (Hargreaves & Spriet, 2020). El correcto funcionamiento de la fosforilación oxidativa depende del sistema respiratorio y cardiovascular que proveen de oxígeno y nutrientes al músculo a la vez que extraen o reutilizan los desechos metabólicos del músculo (Hargreaves & Spriet, 2020; Mueller et al., 2017; Wilson et al., 2016).

### **Respuesta aguda al ejercicio**

El ejercicio físico pone en marcha una serie de respuestas fisiológicas agudas para hacer frente a las demandas del mismo (Hargreaves & Spriet, 2020; Mueller et al., 2017).

La respuesta del sistema respiratorio es modulada por el sistema nervioso autónomo que, mediante los receptores ubicados en los diferentes órganos (ej., barorreceptores de la arteria) recibe el estímulo y modula la respuesta (Fisher et al., 2015; Mueller et al., 2017). A partir del estímulo mecánico y químico que reciben los diferentes receptores del músculo, a consecuencia de la contracción muscular, el sistema nervioso autónomo recibe la señal, reduciendo la actividad del sistema parasimpático y aumentando la activación del sistema simpático (Fisher et al., 2015; Mueller et al., 2017; Vianna & Fisher, 2019; Wilson et al., 2016).

El incremento de la activación del sistema simpático se caracteriza por un aumento del gasto cardiaco, ya sea por el incremento de la FC, del volumen sistólico o de ambos (Fisher et al., 2015; Mueller et al., 2017; Wilson et al., 2016). Además, la contracción de los vasos sanguíneos (i.e., vasoconstricción) ayuda a distribuir el aporte sanguíneo según los requerimientos del ejercicio (Mueller et al., 2017; Wilson et al., 2016). Estos procesos homeostáticos son los principales encargados de responder a la demanda de oxígeno y de sustratos, así como de la limpieza de los desechos producidos en los diferentes procesos metabólicos (ej., iones de hidrógeno, dióxido de carbono).

## **Intensidad del ejercicio**

La energía metabólica producida durante el ejercicio, así como la reposición de ATP por la vía de la fosforilación oxidativa (Joyner & Coyle, 2008) se puede estimar mediante la medición del  $VO_2$ . El consumo de oxígeno relativizado al porcentaje del  $VO_{2\text{máx}}$  es uno de los parámetros comúnmente más utilizados para determinar la intensidad del ejercicio físico y relacionarlo con los dominios de intensidad (Iannetta et al., 2020; Jamnick et al., 2020; Rossiter, 2011).

Al mismo tiempo, el lactato (LA), un metabolito producido en la glucólisis

también se utiliza como indicador de la intensidad (Brooks et al., 2021; Hall et al., 2016; Iannetta et al., 2020; Jamnick et al., 2020; Poole et al., 2021).

Por otro lado, la FC también es un parámetro utilizado para determinar la intensidad debido a su relación con el  $VO_2$  (Achten & Jeukendrup, 2003; Jamnick et al., 2020). Asimismo, la RPE también se asocia a la intensidad del ejercicio (Borg et al., 1987; Borg, 1998).

Estos indicadores de intensidad (ej., FC,  $VO_2$ , y RPE) son parámetros utilizados para la cuantificación de la carga interna. Sin embargo, también hay marcadores de intensidad, que a partir de la carga externa determinan la intensidad del ejercicio, como es el caso de la potencia mecánica (Jamnick et al., 2020).

## **Dominios de la intensidad**

Los indicadores de intensidad se relacionan con los dominios de intensidad (Jamnick et al., 2020; MacIntosh et al., 2021). Estos dominios son rangos de intensidad utilizados por fisiólogos y expertos en ciencias de la actividad física y del deporte a partir de los cambios observados en la respuesta fisiológica del ejercicio (Jamnick et al., 2020; MacIntosh et al., 2021; Poole & Jones, 2012). De manera general se delimitan tres dominios de intensidad: moderado, severo y muy severo (Iannetta et al., 2020; Jamnick et al., 2020; Poole et al., 2021). Para delimitar los dominios de intensidad se utiliza como método de referencia de oro la delimitación mediante la medición del LA; el dominio moderado es la intensidad por debajo del umbral de lactato (LT), el dominio severo entre el LT y el máximo estado estable de lactato (MLSS) y el dominio muy severo por encima del MLSS (Iannetta et al., 2020; Jamnick et al., 2020; Poole et al., 2021). También los dominios de intensidad se pueden delimitar de manera no invasiva mediante la medición de los intercambios de gases (Poole et al., 2021). Los dominios de intensidad obtenidos a partir de la

medición del intercambio de gases se delimitan de la siguiente manera: el dominio de intensidad moderado es el ejercicio por debajo del VT1; el dominio severo se delimita entre el VT1 y el VT2; y el dominio muy severo es el ejercicio cuya intensidad está por encima del VT2 (Jamnick et al., 2020; MacIntosh et al., 2021; Poole & Jones, 2012; Poole et al., 2021).

Dependiendo del dominio de intensidad en el cual se realice el ejercicio físico, el estímulo es diferente y puede generar adaptaciones agudas y crónicas específicas (Jamnick et al., 2020; Rossiter, 2011). Las adaptaciones crónicas dependen de la estimulación de diferentes cascadas de señalización molecular para adaptarse de forma crónica al ejercicio (Hawley et al., 2014; Mueller et al., 2017). La duración de la actividad física estará limitada dependiendo del dominio en el cual se realice la actividad (Jamnick et al., 2020; Seiler & Tønnessen, 2009; Seiler, 2010; Tanner & Gore, 2012).

### **Efecto de la mochila y la pendiente**

Cargar con una mochila con masa altera tanto los patrones biomecánicos de la marcha (Knapik et al., 1996; Liew et al., 2016) así como la respuesta fisiológica del practicante (Knapik et al., 1996; Taylor et al., 2016). Según los trabajos publicados hasta la fecha parece que la masa de la mochila incrementa las demandas fisiológicas y supone un mayor esfuerzo percibido por parte del practicante (Beekley et al., 2007; Beekley et al., 2007; Drain et al., 2017; Godhe et al., 2020; Holewijn, 1990; Huang & Kuo, 2014; Lyons et al., 2005; Pal et al., 2020; Pandoff et al., 1977; Quesada et al., 2000; Simpson et al., 2011b; Taylor et al., 2016). Concretamente, Quesada et al. (2000) observaron que el  $VO_2$  aumentó desde un 30 % del  $VO_{2\text{máx}}$  hasta un 41 % del  $VO_{2\text{máx}}$  cuando los participantes transportaron una mochila con una masa que suponía un 30 % de la MC, andando a una velocidad de 6 km/h en terreno llano.

Pandoff et al. (1977) y Drain et al. (2017) observaron una relación positiva entre la masa de la mochila y el  $\text{VO}_2$ . La masa de la mochila muestra una relación lineal ( $p < 0,001$ ;  $r^2=0,83$ ) con el gasto metabólico; concretamente, por cada kilogramo de masa de incremento se observó un aumento de 7,62 W, cuando los participantes anduvieron a 4,5 km/h con cargas de entre 6,8 y 20,4 kg (Huang & Kuo, 2014). En cuanto al efecto en la RPE y FC, Simpson et al. (2011b) observaron un aumento de la RPE (Borg 6-20) a medida que la carga aumentaba; sin carga añadida (RPE=8,8), 20 % de la MC (RPE=12,8), 30 % de la MC (RPE=11,6) y 40 % de la MC (RPE=13,3). Gordon et al. (1983) observaron que la FC, el  $\text{VO}_2$  y el RPE mostraron una correlación lineal con la masa añadida en la mochila (0 %, 20 %, 30 %, 40 %, 50 % de la MC) a una velocidad de 4,8 km/h.

La pendiente al andar influye también en la respuesta fisiológica y perceptiva del caminante; concretamente sobre la RPE, la FC y el  $\text{VO}_2$  (Crowder et al., 2007; Hinde et al., 2017; Minetti et al., 2002; Pal et al., 2014; Pellegrini et al., 2015; Sagiv et al., 2000). Pellegrini et al. (2015) observaron cómo incrementar la pendiente de 0 % a 15 % supuso un incremento desde 15 ml/kg/min hasta 30 ml/kg/min del  $\text{VO}_2$ . En el trabajo de Hinde et al. (2017) los participantes anduvieron a 4 km/h sin pendiente y con pendiente del 10 %. En este caso se observó un incremento del 66 % en el  $\text{VO}_2$ . Además, la FC también aumenta significativamente con cambios de pendiente de 0 % (FC: 97 p/min) a 5 % (FC: 111 p/min) y a 10 % (FC: 128 p/min) andando a 5 km/h (Sagiv et al., 2000). Silder et al. (2012) por su parte observaron un incremento del coste metabólico al andar a velocidad auto elegida a 5 % y 10 % de pendiente en comparación con sin pendiente, un 52 % y 113 % respectivamente.

En cuanto a la relación de la pendiente y la masa de la mochila, parece ser que puede haber una interacción entre ambas (Abe et al., 2008; Hinde et al., 2017;

Pimental & Pandolf, 1979). Pimental and Pandolf (1979) por su parte mostraron una interacción entre masa (20 kg y 40 kg) y pendiente (-10 %, 10 % y 25 %) sobre el consumo energético. Hinde et al. (2017) observaron una interacción aditiva entre masa (0 kg y 18,5 kg) y pendiente (0 % y 10 %) en el  $VO_2$ .

## **Recomendaciones de cantidad de carga de la mochila**

Diferentes investigaciones sugieren recomendaciones de carga para poder realizar las tareas mientras se transporta carga y no sufrir lesiones (Chatterjee et al., 2017; Haisman, 1988; Nag et al., 1978; Simpson et al., 2011a). A pesar de que es difícil concretar de manera general una carga máxima recomendable encontramos en la literatura que diferentes investigaciones sugieren no exceder del 30 % de la MC (Chatterjee et al., 2017; Haisman, 1988; Nag et al., 1978; Simpson et al., 2011a). En el ámbito de la ergonomía de trabajo aparece el concepto tiempo máximo de trabajo, definido como la cantidad máxima de tiempo de trabajo que se puede realizar una tarea antes de la aparición de la fatiga (Wu & Wang, 2001; Wu & Wang, 2002). Wu and Wang (2002) sugieren que, dependiendo de la duración de la tarea no se debe exceder de una intensidad en base al porcentaje del  $VO_{2m\acute{a}x}$ ; los autores sugieren que durante tareas de 8h de duración no se debe exceder el 34 % del  $VO_{2m\acute{a}x}$ . Peoples et al. (2016) por su parte sugirieron que transportar una carga de 22 kg a la intensidad sugerida para 8h por Wu and Wang (2002), sería la intensidad recomendable para 4 h de actividad. Estas zonas de trabajo basadas en tablas genéricas en base a una intensidad máxima, al igual que los dominios de intensidad establecidos a partir de un parámetro máximo, hay que utilizarlas con cautela ya que no son referencias totalmente individualizadas al practicante (Iannetta et al., 2020).

## **2.2. Dispositivos ponibles**

### **Los dispositivos ponibles y su evolución**

Los dispositivos ponibles, hacen referencia a dispositivos tecnológicos que se llevan como accesorio del cuerpo (Sperlich & Holmberg, 2017). En el ámbito de la actividad física y del deporte estos dispositivos son utilizados para cuantificar, estimar o monitorizar parámetros durante la práctica de la actividad física (Düking et al., 2016; Sperlich & Holmberg, 2017; Thompson, 2022). El desarrollo de la microtecnología, miniaturizando los sensores y dispositivos a un relativo bajo coste, ha permitido la proliferación de dispositivos ponibles sofisticados (Camomilla et al., 2018; Chambers et al., 2015; Düking et al., 2016; Johnston et al., 2020; Li et al., 2016). Además, la evolución tecnológica de los sistemas microelectromecánicos ha posibilitado que los dispositivos amplíen su capacidad de medición de diferentes parámetros gracias a la implantación de giroscopios, acelerómetros y sensores magnéticos en los mismos (Camomilla et al., 2018). Los dispositivos que combinan la información de estos tres sensores se denominan unidad de medida inercial (IMU) y son capaces de determinar mediante algoritmos parámetros cinéticos y cinemáticos tras el procesamiento de los datos de sus sensores (Camomilla et al., 2018; Chambers et al., 2015).

La utilización de estos dispositivos entre los practicantes de ejercicio físico está tan extendida que desde el año 2016 está entre las principales tendencias del mundo del fitness (Thompson, 2022). La miniaturización de la tecnología, así como la posibilidad de transferencia de los datos y la duración de las baterías ha podido influir en dicha popularización (Sperlich & Holmberg, 2017).

### **Aproximación teórica: fiabilidad y validez**

La fiabilidad es la consistencia de una medición, lo que hace referencia a carecer de error de medición, aunque en la práctica se asume un error mínimo (Atkinson & Nevill, 1998; Riemann & Lininger, 2018). Se pueden diferenciar dos

tipos de fiabilidad: fiabilidad relativa y absoluta. La fiabilidad relativa es el de grado asociación en el que la medición mantiene su posición dentro del grupo de mediciones repetidas (Atkinson & Nevill, 1998). La fiabilidad absoluta hace referencia a la consistencia de la medición entre las mediciones comparadas (Šerbetar, 2015).

La fiabilidad puede estar comprometida por el error sistemático y el error aleatorio. El error sistemático es un error predecible que se produce siempre en el mismo sentido (Portney, 2020). Sin embargo, el error aleatorio es el error que ocurre sin un patrón definido, subestimando o sobreestimando la medición arbitrariamente (Portney, 2020). El error aleatorio a su vez puede presentar un patrón homocedástico o heterocedástico. El patrón heterocedástico se caracteriza porque la magnitud del error depende del valor del resultado (Atkinson & Nevill, 1998). El error homocedástico en cambio, es de una magnitud constante y por lo tanto independiente de la magnitud del resultado (Atkinson & Nevill, 1998). Es característica indispensable que un instrumento de medición sea fiable para que el mismo sea válido. No obstante, la fiabilidad de un instrumento no asegura su validez (Atkinson & Nevill, 1998).

La validez, es el grado de afinidad entre la magnitud que registra un instrumento y el valor real de la medición (Morrow, Jr. et al., 2015; Portney, 2020). Hay varios tipos de validez: validez de contenido, de constructo y de criterio. La validez de contenido determina si el instrumento de medida es representativo del concepto que se pretende evaluar. La validez de constructo es la capacidad de un instrumento de medir las dimensiones y el fundamento teórico de un constructo abstracto (Morrow, Jr. et al., 2015; Portney, 2020). Estos dos tipos de validez suelen utilizarse a la hora de validar cuestionarios o test. Por último, la validez de criterio es el grado de afinidad del instrumento con el valor real de lo que se pretende medir

(Morrow, Jr. et al., 2015; Portney, 2020). La comparación se hace frente a un dispositivo o prueba la cual se toma como referencia de oro o en su ausencia, con un estándar de referencia que se considere como criterio aceptable (Morrow, Jr. et al., 2015; Portney, 2020). Es el tipo de validez que normalmente se evalúa cuando se desarrolla un dispositivo nuevo y ya hay un instrumento de medición de referencia previo con el cual compararse.

Además de los tipos de validez mencionados, hay que considerar la validez ecológica del instrumento de medición, que determinará la validez del instrumento en condiciones reales (Portney, 2020). Con respecto a los dispositivos ponibles, suele ser la validación del dispositivo en el contexto real del usuario (Molina-Garcia et al., 2022).

### **Fiabilidad y validez de los dispositivos ponibles**

La evolución de los dispositivos ponibles ha supuesto un impacto importante en la monitorización de la actividad física (Li et al., 2016) ya que ofrecen información de la práctica que puede ser utilizada para mejorar el rendimiento físico del practicante, entre otros fines (Düking et al., 2018; Li et al., 2016; Seshadri et al., 2019). La información medida o estimada mediante los dispositivos que no hayan sido certificados o validados científicamente debe ser utilizada con cautela, ya que dichos dispositivos podrían no reunir los requisitos de fiabilidad y validez para monitorizar los parámetros medidos o estimados (Düking et al., 2016; Peake et al., 2018; Shei et al., 2022; Wahl et al., 2017). A diferencia de los dispositivos catalogados como sanitarios, los dispositivos de monitorización deportiva no suelen estar catalogados como tal, por lo que los fabricantes no están obligados a cumplir ninguna certificación externa para que puedan ser comercializados (Ash et al., 2020; Peake et al., 2018). Aún así, las instituciones recomiendan que cuenten con evidencia

que respalde su utilidad (Johnston et al., 2020).

Estos dispositivos ponibles también son utilizados en investigaciones científicas con el fin de medir o estimar ciertos parámetros. La sofisticación y la posibilidad de sustituir dispositivos de alto coste por estos nuevos dispositivos ponibles ha posibilitado su utilización con fines científicos (Benson et al., 2018; Camomilla et al., 2018; Johnston et al., 2020). Debido a la dificultad de realizar validaciones de los nuevos dispositivos ponibles, el uso de dispositivos sin una validación científica se justifica si el dispositivo es usado ampliamente por la comunidad científica (Peake et al., 2018). Sin embargo, es recomendable que, previo a la utilización de estos dispositivos para la monitorización de determinados parámetros, estos hayan demostrado ser fiables y válidos en la medición o estimación de los parámetros (Atkinson & Nevill, 1998; Bunn et al., 2018; Portney, 2020).

### **El dispositivo Stryd**

El dispositivo Stryd (Stryd Inc., Boulder CO, EE.UU.) que se ha analizado en esta tesis es un IMU diseñado para cuantificar diferentes variables durante la carrera, tales como: la cadencia de paso, potencia, oscilación vertical del centro de gravedad y la rigidez muscular del miembro inferior. A día de hoy, sus actualizaciones permiten utilizarlo durante la marcha para estimar la cadencia de pasos y potencia.

Este dispositivo ha sido uno de los primeros que ha permitido estimar variables de la marcha y carrera a un relativo bajo coste y durante la propia práctica fuera de los laboratorios. Es un dispositivo que se ha utilizado recientemente en diferentes publicaciones científicas (Austin et al., 2018; Cartón-Llorente et al., 2021; Macdermid et al., 2021; Olaya-Cuartero & Cejuela, 2021; Perrotin et al., 2021).

La fiabilidad y validez durante la carrera ha sido estudiada en diversas investigaciones (Cerezuela-Espejo et al., 2020a; Cerezuela-Espejo et al., 2020b;

García-Pinillos et al., 2019a; García-Pinillos et al., 2019b; García-Pinillos et al., 2021; Imbach et al., 2020). Concretamente, ha mostrado ser fiable y válido en la cuantificación de variables espacio-temporales (García-Pinillos et al., 2021; Navalta et al., 2019). Sin embargo, su fiabilidad y validez durante la marcha ha sido menos estudiada (Navalta et al., 2018; Navalta et al., 2019); parece ser fiable en la estimación de la potencia durante la marcha (Navalta et al., 2019). La cadencia de paso también ha mostrado ser fiable, además de válida durante la marcha sin pendiente (Navalta et al., 2018).

En la práctica de la actividad física, la utilización de dispositivos como el Stryd que estiman y cuantifican parámetros de carga interna o carga externa, son utilizados para la mejora del rendimiento físico (Camomilla et al., 2018; Cartón-Llorente et al., 2021; Düking et al., 2016; Seshadri et al., 2019; Shei et al., 2022; Uddin et al., 2021). Los potenciómetros en el ciclismo cuantifican o estiman la potencia y la cadencia de los ciclistas lo que permite describir los requerimientos de carga externa de las carreras ciclistas (Sanders & Heijboer, 2019). En ese sentido, el dispositivo Stryd puede utilizarse para estimar los parámetros de la marcha y utilizarse en colectivos como bomberos, militares y personal de rescate. El Stryd puede permitir conocer los requerimientos de carga externa que suponen las tareas a las que se enfrentan estos colectivos de emergencia. Por lo tanto, este dispositivo podría usarse para mejorar los entrenamientos, cuantificar su carga de trabajo y optimizar el rendimiento físico del personal de emergencias para que su estado de forma sea óptimo a la hora de afrontar las emergencias.





# Capítulo 3/ Chapter 3



### 3. Objetivo e hipótesis/ Objectives and hypotheses

En este apartado se exponen los objetivos e hipótesis de la presente tesis doctoral. Al tratarse de una tesis por compendio de publicaciones, se han especificado los objetivos e hipótesis de cada publicación.

**Estudio 1:** Protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables. Systematic review.

#### **Objetivos:**

- Describir los protocolos que analizan la influencia de la marcha transportando una carga en mochila sobre el rendimiento físico.
- Determinar la influencia del transporte de carga en mochila andando en cinta rodante sobre el consumo de oxígeno y el gasto energético.

#### **Hipótesis:**

- Los protocolos serán muy diversos en cuanto a sus características.
- El transporte de diferentes cargas en mochila durante la marcha en cinta rodante ejercerá una influencia sobre el consumo de oxígeno y el gasto energético.

**Estudio 2:** Physiological stress in flat and uphill walking with different backpack loads in professional mountain rescue crews.

#### **Objetivos:**

- Analizar la influencia de la marcha en cinta rodante en diferentes pendientes (1 %, 10 %, 20 % de inclinación) transportando distintas cargas en la mochila (0 %, 10 %, 20 %, 30 %, 40 % de la MC) sobre variables fisiológicas y perceptivas en rescatadores profesionales de montaña.

#### **Hipótesis:**

- Se observará un efecto de interacción entre las diferentes cargas en la mochila y pendientes. Se espera que dicho efecto sea aditivo con incrementos de carga y

pendiente.

- El estrés fisiológico será severo ( $> 60\%$  del  $VO_{2\text{máx}}$ ) debido al efecto aditivo de la carga de la mochila y la pendiente.

**Estudio 3:** Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions.

**Objetivos:**

- Analizar la fiabilidad del dispositivo Stryd para la medición de la cadencia de paso, tiempo de contacto y potencia durante la marcha en cinta rodante con pendiente (1 %, 10 % y 20 % de inclinación) y sin pendiente con diferentes cargas en la mochila (0 %, 10 %, 20 %, 30 %, 40 % de la MC).
- Analizar la validez del dispositivo Stryd para la medición de la cadencia de paso y tiempo de contacto durante la marcha en cinta rodante con pendiente (1 %, 10 % y 20 % de inclinación) y sin pendiente con diferentes cargas en la mochila (0 %, 10 %, 20 %, 30 %, 40 % de la masa corporal).

**Hipótesis:**

- El dispositivo Stryd mostrará ser fiable para la medición de la cadencia de paso, tiempo de contacto y potencia.
- El dispositivo Stryd mostrará ser válido para la medición de la cadencia de paso, tiempo de contacto y potencia.



# Capítulo 4/ Chapter 4



## 4. Methods/ Métodos

### 4.1. Study 1: Protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables. Systematic Review

#### Scientific literature identification

This systematic review followed the protocol assessed by *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses* (PRISMA) (Moher et al., 2009). The review work done by Liew et al. (2016) was used as reference for backpack carrying analysis.

The search method was performed in the following databases: *PubMed, Sportdiscuss and Web of Science*, on the 30th of Jun 2020, including all documents published until this date for: *(backpac\* AND load AND walk\*) NOT child\* NOT school*. During the searching process no filter for database was used.

For selected items, the inclusion and exclusion criteria were as follows:

#### Inclusion criteria:

1. English language literature.
2. Age of participants, 18 to 65.
3. Research works that included oxygen uptake analysis.
4. The use of symmetric backpacks with both shoulders on posterior plane.
5. Studies performed on treadmills in normoxic conditions.
6. Backpack load as an independent variable.
7. The studies must compare at least the gait with backpack vs. with no backpack (control condition).

## 8. Quasi-experimental studies.

### **Exclusion criteria:**

1. Research works that include any type of pathology.
2. Research works that investigate injury risk.
3. Research works that compare backpack materials.
4. Besides backpack transportation, other loads that could influence the results from backpack carrying (accessories, etc.).

### **Selection procedure**

Firstly, a search on databases mentioned previously was performed. Once the search was completed, the relevant studies were imported to the software Endnote X 7.5 (Thomson, Reuters, Carlsbad, CA) At this stage, duplicated references were discarded according to *Digital Object Identifier* (DOI), title and authorship. Coincidence analysis was manually completed.

As a preliminary screening mechanism, title and abstract were evaluated by a single investigator. In case of doubt, articles were included. In the next step, full text articles were evaluated by two independent investigators that considered the exclusion criteria. The external investigator was consulted in case of disagreement.

### **Quality analysis**

Each selected article was evaluated by the *Physiotherapy Evidence Database* (PEDro) (de Morton, 2009) and the *Oxford levels of evidence* (OCEBM, 2009). In PEDro scale, 11 criteria were taken into account. From the second to the tenth rating scales the evidence can be rated as one or zero points with a potential sum of maximum 10 points. The Oxford Centre for Evidence-based Medicine classifies rates from 1 to 5. The level 1a is the maximum evidence, which is based on meta-analyses with randomized studies. Level 5 corresponds to the lowest level and includes

opinions of experts. Quality analysis were evaluated by two independent investigators. Any disagreement was resolved by consultation with an external investigator until a final consensus was achieved.

### **Data extraction**

The information extracted was as follows: authorship and year of publication, sample, experience in backpack carrying, age, body mass and height. Another summary table was designed in order to extract the characteristics of the studies used in the experiment procedure. In this table, the following variables can be seen: type of backpack, backpack mass in absolute values (kg), backpack relative mass to body mass (%BM), inclination (%), speed, duration and results of the studies. The variable speed has been converted to metric values expressed in km/h. In those cases, where the studies did not show the value, this number has been replaced by means registered in the same study.

## **4.2. Study 2: Physiological stress in flat and uphill walking with different backpack loads in professional mountain rescue crews**

### **Participants**

Sixteen males of the Basque Country Professional Mountain Rescue Team (age=  $44 \pm 6$  years, body mass=  $75.3 \pm 7.4$  Kg, height=  $176.3 \pm 5.0$  cm,  $VO_2\text{max} = 53.4 \pm 54.4$  ml/kg/min) participated in the present study. Inclusion criteria were that participants were professional mountain rescuers with no reported health problems or physical injuries. This research was approved by the Ethics Committee for Research on Human Subjects (CEISH) at the University of the Basque Country (Ref. 107/2018), and all the participants provided informed consent before starting their participation.

### **Procedure**

Participants were tested on three different days. The day before measurements, participants were asked to abstain from performing any vigorous physical activity. Participants were also asked to not intake any solids nor liquids 2 hours prior to the testing session. Laboratory tests were performed under stable conditions (temperature =  $20\text{ °C} - 26\text{ °C}$ , relative humidity 45 %-55 %, and at 539 m above sea level). On the first day, participants completed anthropometric measurements and a maximal incremental running test (MIRT). After resting for 72 hours without moderate or vigorous physical activity, on days two and three, the load carriage test (LCT) was conducted. Between day two and three the participants rested for 48 hours. During this time rescuers did not perform moderate or vigorous physical activity.

## **Preliminary Trial**

Anthropometry was measured following instructions and general fundamentals of bioimpedance analysis (Khalil et al., 2014). For body mass, the Tanita bioimpedance scale model was used (Tanita, BF-350, Tanita Corp., Tokyo) and for height, the Seca tallimeter (Hamburg, Germany).

The MIRT was performed on a treadmill (ERGelek EG2, Vitoria-Gasteiz, Spain) at 1 % slope. After a 7 minute warm-up, participants started the test at 8 km/h, and thereafter the speed was increased by 1 km/h every 3 minutes until volitional exhaustion. A 1 minute pause was included between stages (Bentley et al., 2007). All the participants wore t-shirts, shorts, and sports shoes. Maximal oxygen uptake ( $VO_{2max}$ ) and maximal heart rate (HRmax) were determined during an incremental test.

## **Load Carriage Test:**

On days two and three, each participant completed the LCT which consisted of walking at a constant speed (3.6 km/h) for 5 minutes (Gomeñuka et al., 2016; Pandoff et al., 1977) on the treadmill (ERGelek EG2, Vitoria-Gasteiz, Spain) while carrying different backpack loads (0 %, 10 %, 20 %, 30 %, and 40 % of each participant's BM) at three different slopes (1 %, 10 %, and 20 %). Loads were individualized to measure metabolic cost with the same fixed proportion within each individual (Taylor et al., 2016).

Subjects walked for 5 minutes (Lyons et al., 2005) and rested for 3 minutes between stages of each combination of load and slope. The testing order of the slopes and loads were the same for all participants. The test with a fixed backpack load was performed across all slopes. Next, another backpack load was tested across all slopes and so on. The slope and load order were the lowest to the highest. Rescuers did the

first eight combinations of the LCT test on the first day and the remaining seven combinations of the LCT on the second day. The mass of the load was made up of sandbags which were added into the same brand backpack for each participant (Sherpa, Altus, Zaragoza, Spain). In order to reduce the known effect of the mass position (Taylor et al., 2016), sandbags were always put in the same location in the backpack, directly in the bottom. To reduce the risk of injury and increase comfort, all participants used the backpack hip belt (Knapik et al., 2004; Lafiandra & Harman, 2004). Participants were not allowed to use any external help (e.g., holding onto the treadmill handrails) during testing and wore the same clothes across all tests.

## Measurements

Volume of oxygen consumed ( $VO_2$ ) was measured continuously in both the MIRT and LCT using the Ergocard breath-by-breath gas analyzer (Ergocard, Medisoft, Sorinnes, Belgium). Before each test, the gas analysis system was calibrated for gas volume and concentration with reference gasses using a 1L syringe (nSpire Koko, nSpire Health Inc., Longmont, CO, USA). The  $VO_2$  was normalized to each participant's body mass without any extra load (ml/kg/min) and then reported as percent of each participant's maximal oxygen consumption ( $\%VO_{2max}$ ). The  $VO_2$  max values were obtained during MIRT and was considered maximal when three of the following criteria were reached: 1) Respiratory Exchange Ratio  $> 1.1$ , 2) a plateau in  $VO_2$ , 3) HR within 5 bpm of theoretical maximal HR ( $220 - \text{age}$ ), 4) rate of perceived exertion (RPE) = 10 (Howley et al., 1995). HR was monitored continuously using a pulsometer (Suunto Spartan Sport, Vantaa, Finland) in MIRT test and LCT. In MIRT, the highest HR value was considered maximal HR. In LCT  $VO_2$  and HR were calculated as mean of the last minute at each stage (Austin et al., 2018). RPE was assessed using the Borg scale (0 to 10) (Borg, 1982) at the end of each stage for LCT.

## **4.3. Study 3: Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions**

### **Participants**

Seventeen participants constituting the rescue team of a police force volunteered. Participants' age, height, and body mass were  $44 \pm 6$  yrs.,  $175.7 \pm 5.4$  cm and  $74.3 \pm 8.1$  kg, respectively. None of the participants reported any injuries.

Participants gave written-informed consent. Procedures were approved by the Local Institutional Review Board (107/2018) conformed to the Declaration of Helsinki.

### **Procedure**

Participants performed eight submaximal walking trials on two separate days. The first three trials were performed without backpacks, utilizing grade changes. The remaining trials were performed with no incline, but participants wore five different backpack loads. Validity and reliability were determined for cadence and ground contact time (GCT), power was assessed for reliability only. Two different Stryd devices were simultaneously used for reliability testing, while validity testing was performed against a gold standard device (Optojump) (García-Pinillos et al., 2021; Lienhard et al., 2013).

Testing consisted of different walking trials at a constant speed (3.6 km/h) on a treadmill (ERGelek EG2, Vitoria-Gasteiz, Spain) under eight different conditions. Participants walked for five min (Lyons et al., 2005) under each condition interspersed by three-minute rest periods. The condition order was the same for all participants. On the first day, rescuers performed three walking trials with no

additional backpack load using different treadmill grades (1 %, 10 % and 20 %). On the second day, participants performed five walking trials with minimal incline (1 %) but with different backpack loads (0 %, 10 %, 20 %, 30 % and 40 % BM). The mass of the load was made up of sandbags and carried in a backpack (Sherpa, Altus, Zaragoza, Spain). To reduce the influence of the mass location (Taylor et al., 2016), sandbag placement was standardized according to previous procedures by means of a hip belt (Knapik et al., 2004; Lafiandra & Harman, 2004). The study was designed to use treadmill protocols with positive slopes because are standardized assessment protocols utilized with tactical athletes (Taylor et al., 2016).

### **Reliability**

Power, cadence and GCT were measured with two Stryd units (Stryd Everest 12 Firmware 1.18 Software 3, Stryd Inc., Boulder CO USA). The two Stryd devices were co-located on the right shoe, regardless of foot dominance, one beside the other, following commonly used procedures (Navalta et al., 2019) to avoid intra-subject variation in the test re-test assessment. Measures were averaged every minute, and the mean of the last minute of each walking trial was utilized for further analyses.

### **Validity**

The Optojump Next (Microgate, Bolzano, Italy) and the Stryd were synchronized to simultaneously measure cadence and GCT. Optojump is considered a gold standard device for recording cadence and GCT, but not power. Values obtained by the Optojump were used to analyze the validity of cadence and GCT of the Stryd. Validity of power was not evaluated. Parameters recorded by the Optojump were averaged every minute, and the last minute of each trial was utilized for further analyses.



# Capítulo 5/ Chapter 5



## **5. Resumen de resultados y discusión/ Summary of results and discussion**

### **5.1. Artículo 1: Protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables. Systematic Review**

Pinedo-Jauregi, A., Mejuto Hidalgo, G., Bentley, D. J., Grimshaw, P., & Cámara Tobalina, J. (2021). Protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables. Systematic review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 86, 103227.

<https://doi.org/10.1016/j.ergon.2021.103227>

El objetivo principal de este primer estudio fue describir los protocolos utilizados en la literatura científica para determinar la influencia del transporte de carga con una mochila andando en cinta rodante sobre parámetros fisiológicos. El objetivo secundario fue conocer la influencia del transporte de carga con una mochila andando en cinta rodante sobre el consumo de oxígeno y la energía consumida.

Los resultados de esta revisión muestran que, en la mayoría de los estudios seleccionados, la muestra está formada por participantes no familiarizados con el transporte de mochilas. En cuanto a los protocolos utilizados, se observaron diferentes combinaciones de la inclinación del terreno y la carga en la mochila. Se observó una tendencia a utilizar velocidades de marcha de entre 3 km/h y 5,4 km/h. Todos los protocolos evaluados en esta revisión tuvieron una duración mínima de cinco minutos, combinando diferentes variables con el objetivo determinar su influencia sobre parámetros fisiológicos. La carga de la mochila aumenta la demanda fisiológica de los

participantes. Además, el  $VO_2$  parece estar estrechamente relacionado con incrementos de la carga a transportar en la mochila. Asimismo, el gasto energético se incrementó en mayor medida cuando las cargas de la mochila aumentaron entre 20 kg y 40 kg.

Al igual que en nuestra revisión, en la revisión sistemática con meta-análisis realizada por Liew et al. (2016) con el objetivo de analizar la influencia de la mochila en la biomecánica de la marcha, los autores observaron que la mayoría de los estudios carecían de una muestra con experiencia en el transporte de mochila. La mayoría eran estudiantes no familiarizados con el transporte de mochilas. No obstante, en la literatura científica también se observan varias investigaciones realizadas con participantes acostumbrados a llevar mochila (Christie & Scott, 2005; Legg et al., 1992; Paul et al., 2015; Simpson et al., 2010). Sin embargo, estos estudios fueron con soldados profesionales donde analizaron el efecto de la mochila transportando más accesorios aparte de la mochila.

La falta de especificidad que muestran nuestros resultados puede deberse al hecho de que se han realizado pocas investigaciones sobre grupos que transportan exclusivamente mochilas. Se debe considerar que el transporte de accesorios, añadido al transporte de la propia mochila puede enmascarar el efecto del transporte de la mochila. Además, la experiencia en el transporte de carga con mochila (Liew et al., 2016) podría jugar un papel importante y debe tenerse en cuenta a la hora de analizar los resultados.

El rango de velocidades de los estudios analizados parece coincidir con las velocidades utilizadas en investigaciones con participantes sanos (ente 2,6 km/h y 6,12 km/h) (Bohannon & Williams Andrews, 2011). Sin embargo, con el fin de aumentar la especificidad, podría ser conveniente emplear velocidades similares a las

de la práctica habitual del transporte de carga con mochila (Gomeñuka et al., 2016; Pandoff et al., 1977). También, a la hora de analizar el efecto de la pendiente sobre el rendimiento físico de los participantes, la especificidad del protocolo utilizado es un aspecto a considerar ya que se ha observado que ejerce una influencia sobre los parámetros biomecánicos de la marcha (Paul et al., 2016) así como sobre las respuestas fisiológicas (Phillips et al., 2016b). Por lo tanto, podría ser de interés utilizar inclinaciones similares a las que se enfrentan los grupos objetivo (grupos de rescate, excursionistas, etc.). En este sentido, Gordon et al. (1983) utilizaron una pendiente del 10 % porque similar a la que los participantes se encuentran en la realidad.

Con respecto a la demanda fisiológica, los resultados mostraron que el  $VO_2$  aumenta a medida que aumenta la carga transportada. Estos resultados concuerdan con los observados por Quesada et al. (2000) en un estudio realizado con personal militar utilizando su indumentaria específica. Estos autores observaron que cada 15 % de incremento en la MC, el gasto metabólico aumentó entre un 5 % y 6 %; probablemente por un incremento de la activación muscular con el objetivo de transportar la carga añadida. Simpson et al. (2011a) analizaron la activación muscular con diferentes cargas y concluyeron que la activación muscular aumentaba a medida que se incrementaba la carga a transportar. Concretamente, observaron una mayor activación del vasto lateral, gastrocnemio y semitendinoso. El gastrocnemio experimentó un aumento del 7 %, con una carga del 40 % de la MC en comparación a cuando no se transportó carga. Estos aumentos en la activación podrían estar relacionados con una mayor desestabilización del COM y con un mayor requerimiento de absorción de impactos durante el apoyo del pie en el suelo. Por el contrario, Al-Khabbaz et al. (2008) no observaron cambios en la activación muscular

dependiendo de la carga transportada. Sin embargo, es difícil comparar ambos estudios, debido a las diferencias en el protocolo utilizado. En el estudio de Al-Khabbaz et al. (2008) los participantes se mantuvieron en bipedestación de forma estática mientras que en el estudio de Simpson et al. (2011a) los participantes estuvieron andando.

Teniendo en cuenta el incremento de la respuesta fisiológica entre cargas de 20 kg y 40 kg, se aconseja que la carga máxima recomendada no exceda del 30 % de la MC (Haisman, 1988; Simpson et al., 2011a), lo que correspondería a 22,4 kg en el presente estudio. Cargas superiores al 40 % de la MC están asociadas con un mayor riesgo de lesiones según Simpson et al. (2011a). Es importante mencionar que la duración de las pruebas de todos los estudios revisados es menor que la que se suele observar en situaciones reales y, por lo tanto, la recomendación de la carga óptima podría estar sujeta al tiempo de práctica.

La variedad de protocolos utilizados en los estudios dificulta la comparación de los resultados. Se recomienda que, con el objetivo de mejorar el diseño de los protocolos, los futuros trabajos de investigación reproduzcan las características de situaciones reales.

Por otro lado, parece existir una relación entre la carga de la mochila, el consumo de oxígeno y la energía consumida, encontrando un punto de inflexión entre 20 kg y 40 kg de carga de la mochila. Este podría ser un punto de partida para que futuros trabajos de investigación se centren en los efectos de la carga de la mochila sobre respuestas fisiológicas y sobre el rendimiento físico de los colectivos que transportan carga en la mochila.

La presente revisión sistemática puede ayudar a avanzar en nuevas líneas de investigación que analicen de una forma más específica el efecto de la carga de la

mochila.

## **5.2. Artículo 2: Physiological stress in flat and uphill walking with different backpack loads in professional mountain rescue crews**

Pinedo-Jauregi, A., Quinn, T., Coca, A., Mejuto, G., & Cámara, J. (2022).

Physiological stress in flat and uphill walking with different backpack loads in professional mountain rescue crews. *Applied Ergonomics*, *103*, 103784.

<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2022.103784>

Este es el primer estudio que analizó la interacción de varias cargas en la mochila y diferentes pendientes durante la marcha sobre el rendimiento físico de rescatadores profesionales de montaña.

Desde un punto de vista práctico, los resultados derivados de la interacción podrían contribuir a mejorar los procedimientos de rescate que utiliza un colectivo tan específico cómo es el rescatador de montaña, en el que las labores de rescate pueden requerir una combinación de transporte de carga y terreno con diferente inclinación. Para analizar mencionados efectos se han comparado las respuestas fisiológicas y perceptivas de los rescatadores de montaña andando en diferentes inclinaciones y portando distintas cargas en la mochila.

Los resultados observados en el presente estudio están en línea con los obtenidos en investigaciones previas realizadas en participantes portando cargas en mochila (Crowder et al., 2007; Hinde et al., 2017; Minetti et al., 2002; Pal et al., 2014; Pellegrini et al., 2015; Sagiv et al., 2000) y ascendiendo pendientes (Beekley et al., 2007; Drain et al., 2017; Godhe et al., 2020; Holewijn, 1990; Huang & Kuo, 2014; Pandoff et al., 1977; Quesada et al., 2000; Simpson et al., 2011b). Nuestros resultados

se añaden a los de los estudios previos aportando la novedad del efecto de interacción significativo entre la carga y pendiente en las tres variables analizadas (% del  $VO_2$ máx, % de la  $FC$ máx y RPE).

Durante la marcha en una pendiente del 1 %, el aumento de la carga a transportar en la mochila, desde un 0 % de la MC a un 40 % de la MC, supuso un incremento del % del  $VO_2$ máx de  $20 \pm 2,4$  % a  $28,9 \pm 5,9$  %. Estos resultados fueron similares a los observados por Godhe et al. (2020), en cuyo estudio participaron voluntarios con y sin experiencia. En este último estudio, la intensidad de trabajo fue de  $22 \pm 3$  % y  $26 \pm 3$  % del  $VO_2$ máx portando cargas de mochila entre aproximadamente el 20 % de la MC y el 40 % de la MC respectivamente, y caminando a 3 km/h sin pendiente. Asimismo, Quesada et al. (2000) observaron que el  $VO_2$  aumentó del 30 % del  $VO_2$ máx sin carga añadida al 41 % del  $VO_2$ máx cuando 12 militares caminaron sin pendiente y con una carga del 30 % de la MC a una velocidad de 6 km/h. Además, Pandoff et al. (1977), Gordon et al. (1983) y Drain et al. (2017) encontraron una relación positiva entre la carga de la mochila y el  $VO_2$ . En otro estudio se ha observado una relación lineal positiva ( $p < 0,001$ ;  $r^2 = 0,83$ ) entre la carga de la mochila y el gasto metabólico; concretamente, el gasto metabólico aumentó 7,62 W por cada 1 kg adicional transportado con la mochila (Huang & Kuo, 2014). En una pendiente del 10 %, los resultados de nuestro estudio mostraron un incremento de la demanda fisiológica con un aumento de un 40 % de la MC en la carga a transportar (0 % de la MC: % del  $VO_2$ máx =  $35,5 \pm 5,8$  %; 40 % de la MC: % del  $VO_2$ máx =  $50,6 \pm 7,2$  %). En este sentido, Sagiv et al. (2000) observaron que transportar una carga de 25 kg y 35 kg, caminando a 5 km/h en una pendiente del 10 % provocó un aumento en el  $VO_2$  en comparación a caminar sin pendiente (25 kg de carga: + 90 %, 35 kg de carga: + 112 %). En el presente estudio la intensidad fue del

55,3 % del  $VO_2$ máx sin carga y con una pendiente del 20 % y, se incrementó hasta el 81,8 % del  $VO_2$ máx cuando la carga supuso el 40 % de la MC.

Durante la marcha en una pendiente del 1 %, la FC aumentó ( $p < 0,001$ ) de  $39,9 \pm 3,2$  % de la FCmáx (sin carga) a  $54,7 \pm 5,2$  % de la FCmáx (40 % de la MC). El aumento de la FC con incrementos de carga también se ha observado en otros estudios (Gordon et al., 1983; Quesada et al., 2000). Por otro lado, la marcha en una pendiente del 10 % transportando una carga de 40 % de la MC supuso un incremento de la FC respecto a la marcha sin carga del  $49,9 \pm 3,7$  % de la FCmáx al  $66,3 \pm 7,4$  % de la FCmáx. Un estudio previo observó que caminar a 5 km/h transportando cargas de 25 kg y 35 kg al 10 % de pendiente también provocó un incremento de la FC respecto a la marcha sin carga. Dicho incremento fue de un 23 % y un 38%, respectivamente (Sagiv et al., 2000). Además, en el presente estudio observamos que la marcha sin carga en una pendiente del 20 % provocó un aumento del 62,4 % de la FCmáx y dicho aumento fue del 83,9 % de la FCmáx cuando los participantes transportaron cargas del 40 % de la MC.

Con respecto la RPE, los resultados mostraron que durante la marcha sin pendiente los incrementos no fueron superiores a 3,6 puntos entre transportar una carga del 40 % de la MC respecto a la marcha sin transportar carga. No obstante, durante la marcha al 10 % de pendiente, la RPE se incrementó de 1,8 puntos sin carga añadida a unos 5,1 puntos con una carga del 40 % de la MC. Además, la RPE fue de 7,3 puntos cuando los participantes caminaron con un 40 % de la MC al 20 % de pendiente. En un estudio similar, la RPE aumentó con incrementos de carga (Simpson et al., 2011b). Concretamente, Simpson et al. (2011b) compararon la marcha con diferentes cargas (0 %, 20 %, 30 % y 40 % de la MC) y observaron diferencias significativas en la RPE entre todas las cargas durante la marcha sin pendiente.

Además, Gordon et al. (1983) observaron que la RPE mostró una correlación significativa con incrementos de carga durante la marcha.

En el presente estudio, observamos que incrementos sucesivos de la pendiente del 10 % provocaron incrementos de las variables fisiológicas y de la RPE, independientemente de la carga de la mochila (0 %, 10 %, 20 %, 30 % y 40 % de la MC). Estos resultados son similares a los obtenidos en estudios previos (Crowder et al., 2007; Hinde et al., 2017; Pal et al., 2014; Pellegrini et al., 2015; Sagiv et al., 2000). Crowder et al. (2007) observaron un aumento significativo de la FC y del  $VO_2$  en todas las condiciones cuando los participantes caminaron a 6 km/h en diferentes pendientes (0 %, 5 % y 10 %) con una carga en la mochila de, aproximadamente, el 30 % de la MC. Además, Pellegrini et al. (2015) observó que el  $VO_2$  durante la marcha sin pendiente a 4 km/h fue de 15 ml/kg/min, mientras que con una pendiente del 15 % fue de 30 ml/kg/min.

El incremento de las demandas fisiológicas debido al aumento de la pendiente puede deberse a una modificación en la conversión entre la energía cinética y potencial, lo que conllevaría una disminución de la eficiencia mecánica de marcha (Ludlow & Weyand, 2017). Como resultado del aumento de la pendiente, la economía de la marcha empeora (Ludlow & Weyand, 2017). Concretamente, caminar con una pendiente del 9 % provocó una disminución del 63 % en la economía de marcha, lo que representó un aumento de 1,77 J/kg/paso en el gasto energético (Gottschall & Kram, 2006). Las mayores demandas fisiológicas caminando en pendiente pueden deberse a la modificación del patrón de extensión de la cadera, rodilla y tobillo, así como a la mayor activación muscular en comparación con la marcha en terreno sin pendiente (Franz & Kram, 2012).

Con el objetivo de simular el relieve del terreno montañoso, en el cual las

pendientes y condiciones de carga son cambiantes, se considera importante analizar la interacción entre la pendiente y la carga de la mochila. En este sentido, observamos interacciones significativas entre la pendiente y la carga con el % del  $VO_2$ máx, el % de la  $FC$ máx y la RPE. Además, hubo un efecto aditivo entre la pendiente y carga sobre el estrés fisiológico y perceptivo: aumentó debido al incremento de la pendiente y se acentuó debido al aumento de la carga de la mochila. Los resultados del presente estudio también concuerdan con estudios previos (Abe et al., 2008; Hinde et al., 2017). Hinde et al. (2017) observaron una interacción en el  $VO_2$  entre la pendiente (0 % y 10 %) y la carga a transportar (sin carga y 18,5 kg) durante la marcha a 4 km/h. Los resultados de nuestro estudio se suman a los observados con anterioridad utilizando un mayor rango en las condiciones de carga y pendiente en rescatadores de montaña profesionales. Estos resultados confirman la hipótesis de que hay un efecto de interacción significativo entre la carga de la mochila y la pendiente sobre el % del  $VO_2$ máx, el % de la  $FC$ máx y la RPE.

Los resultados observados sugieren que caminar con cargas de la mochila en una pendiente del 10 % suponen un mayor impacto en el rendimiento físico en comparación al observado en una pendiente del 1 %, debido a la mayor demanda fisiológica y perceptiva. Epstein et al. (1988) recomendaron no exceder del 50 % del  $VO_2$ máx para mantener estable el consumo de oxígeno; sin embargo, en tareas de larga duración (4 h y 8 h), otros investigadores recomiendan que la intensidad se mantenga por debajo del 43,5 % del  $VO_2$ máx con duraciones de 8 h y del 34 % del  $VO_2$ máx cuando las duraciones de 4 h (Wu & Wang, 2001). Al analizar nuestros resultados dentro del contexto de estas recomendaciones, no sería recomendable caminar en pendientes del 10 % transportando cargas superiores al 30 % de la MC con el objetivo de mantener un consumo de oxígeno estable (< 50 % del  $VO_2$ máx) en

tareas de trabajo de larga duración y que por lo tanto no interfiera negativamente en el desempeño de las labores de los rescatadores de montaña.

Además, nuestros resultados sugieren que el tiempo hasta el agotamiento se limitaría a menos de 4 h en caminatas transportando una carga de 40 % de la MC y con pendientes del 20 %, porque la intensidad de trabajo estaría por encima de los valores de 50 % del  $VO_2$ máx que Epstein et al. (1988) sugieren. Por encima del 60 % del  $VO_2$ máx, se inician diferentes procesos fisiológicos que pueden tener consecuencias en el rendimiento físico (ej., acumulación de iones de hidrógeno, agotamiento del glucógeno). Como resultado, los eventos afectan directamente la fatiga del atleta y comprometen la duración del esfuerzo (ej., entre 1h y 3 h de duración al 60 / 70 % del  $VO_2$ máx.).

La segunda hipótesis del estudio, el estrés fisiológico será severo debido al efecto aditivo de la carga de la mochila y la pendiente, queda parcialmente confirmada, ya que combinaciones concretas de la pendiente del terreno y de la carga, conllevan diferentes demandas tanto en la percepción del esfuerzo como en las demandas fisiológicas de los rescatadores de montaña.

Durante las actividades de rescate de montaña, la pendiente del terreno a la que normalmente están expuestos los propios rescatadores puede ser muy variable. Por lo tanto, considerar las pendientes a las que se van a enfrentar los rescatadores puede ayudar a elegir las cargas máximas a transportar para disminuir el grado de fatiga durante el rescate.

Tras el análisis de resultados del presente estudio sugerimos que los rescatadores no transporten más del 20 % de la MC en la mochila, de forma que su rendimiento físico no se vea comprometido cuando realicen el desplazamiento en cualquier pendiente analizada (0 %, 10 % o 20 %). Sin embargo, se deben considerar

otros factores que pueden afectar al resultado, tales como las características de las actividades de rescate (velocidad, duración, terreno, vestimenta y clima) ya que podrían modificar el efecto del 20 % de la MC sobre el rendimiento físico del rescatador durante la marcha en distintas pendientes (Haisman, 1988). La duración máxima del trabajo a una intensidad determinada también puede verse afectada por otros factores, como es la incomodidad muscular, aunque no se refleje en el  $VO_2$  (Drain et al., 2016).

Este estudio es el único que analiza los efectos fisiológicos y perceptivos del transporte de carga y pendiente en rescatadores profesionales de montaña. El aumento en la carga de la mochila y la pendiente afectó significativa y directamente sobre las variables fisiológicas y perceptivas durante la marcha. En consecuencia, incrementos de carga y pendientes pueden suponer una reducción en la capacidad de trabajo del rescatador. Además, los efectos de interacción aditiva observados entre la carga de la mochila y la pendiente deben tenerse en cuenta para las recomendaciones de carga de la mochila de los colectivos profesionales que caminan en pendientes cambiantes. Los resultados del presente estudio han mostrado que caminar al 1 % de la pendiente, sin carga o con una carga del 40 % de la MC no parece suponer un estrés fisiológico suficiente para impedir completar las actividades de rescate de larga duración. Sin embargo, caminar en pendientes del 10 % y del 20 % transportando el 40 % de la MC supone un estrés fisiológico que puede limitar el tiempo de trabajo. Es recomendable tener en cuenta las demandas fisiológicas y perceptivas a la hora de desarrollar e implementar normativas administrativas en los rescatadores profesionales de montaña para el transporte de cargas en diferentes entornos.

### **5.3. Artículo 3: Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions**

Pinedo-Jauregi, A., Garcia-Tabar, I., Carrier, B., Navalta, J. W., & Cámara, J. (2022).

Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions. *Gait & Posture*, 92, 277-283.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.041>

Los principales hallazgos de este estudio fueron tres: (1) se encontró que el dispositivo Stryd era fiable para la medición de la potencia, la cadencia de paso y el TC durante la marcha a velocidad constante (3,6 km/h) en diferentes pendientes positivas (1 %, 10 % y 20 %), así como sin pendiente y sin carga en la mochila, como con carga (0 %, 10 %, 20 %, 30 % y 40 % de la MC); (2) el dispositivo Stryd ha mostrado ser válido para la medición de la cadencia de paso tanto para caminar en pendientes positivas como para caminar sin pendiente con cargas en la mochila; y (3) el dispositivo Stryd sobreestima el TC y muestra un error sistemático en las condiciones analizadas.

Por lo tanto, el medidor de potencia Stryd parece ser fiable para la cuantificación de la potencia, la cadencia de paso y el TC y demostró ser válido para cuantificar la cadencia de paso al caminar en pendientes positivas y con mochilas de diferentes cargas. Sin embargo, el Stryd no es válido para medir el TC durante estas condiciones de marcha. Este estudio aporta a la literatura resultados novedosos sobre la fiabilidad y validez de este dispositivo IMU durante la marcha.

El Stryd ha mostrado una alta validez y fiabilidad a la hora de medir parámetros espacio-temporales durante la carrera (García-Pinillos et al., 2021;

Navalta et al., 2019). Sin embargo, los datos disponibles sobre la fiabilidad y validez del Stryd durante la marcha son limitados. Solo encontramos un estudio que analizó la fiabilidad (coeficiente de variación [CV] = 1,2 % / 4,5 %; índice de correlación intraclase [ICC] = 0,74/ 0,97) de la potencia estimada por el Stryd durante la marcha a velocidad auto-elegida por un camino llano (0,7 %) (Navalta et al., 2019). No obstante, considerando el impacto de la pendiente sobre la cinética y cinemática de la marcha (Cartón-Llorente et al., 2021), los anteriores resultados de fiabilidad podrían no ser aplicables durante la marcha en pendientes positivas. En el presente estudio, la potencia mostró una alta fiabilidad absoluta (CV = 1,8 %) y relativa ( $r = 0,98$  e ICC = 0,97), y no se observaron diferencias significativas entre los dos dispositivos Stryd cuando los participantes caminaron sin pendiente (1 %). Estos resultados concuerdan con la investigación previa realizada por Navalta et al. (2019) en la cual analizaron la fiabilidad del dispositivo durante la marcha con una pendiente similar (0,7 %). Caminando con pendientes del 10 % y 20 %, se observaron diferencias de potencia significativas entre los dos dispositivos Stryd. Sin embargo, estas diferencias fueron pequeñas (entre 3W y 4 W;  $\pm 2,5$  % de la producción de potencia media; tamaño del efecto [TE] < 0,25). Además, se observaron altos índices de fiabilidad relativa ( $r = \pm 0,99$  e ICC =  $\pm 0,96$ ) y absoluta (CV =  $\pm 2$  %) de la potencia. La cadencia de paso y el TC mostraron alta fiabilidad y diferencias triviales no significativas (TE < 0,18) en todas las condiciones de pendiente. Por lo tanto, el Stryd parece ser un dispositivo fiable para determinar la potencia, cadencia de paso y el TC durante la marcha en diferentes pendientes positivas (1 %, 10 % y 20 %) a una velocidad constante (3,6 km/h).

El transporte de carga con mochila puede comprometer el desempeño de un rescatador (Carlton & Orr, 2014; Taylor et al., 2016) e influir en la cinética y la

cinemática de la marcha (Joseph et al., 2018). No se observaron diferencias en la cadencia de paso y el TC entre los dos Stryd. En cambio, se observaron diferencias significativas en la potencia entre los dos Stryd durante la marcha con cargas de 10 % y 40 % de la MC. Sin embargo, estas diferencias fueron pequeñas (entre 3,4 W y 5,8 W; entre 4,2 % y 5,7 %;  $TE < 0,25$ ). Los resultados de la fiabilidad relativa ( $r > 0,83$  e  $ICC > 0,80$ ) y absoluta ( $CV < 4$  %) fueron aceptables en cada combinación de carga de mochila tanto para la potencia, cadencia de paso y el TC. Por lo tanto, el transporte de carga no influyó en la fiabilidad absoluta ni relativa. Los resultados obtenidos en el presente estudio sugieren que el Stryd es un dispositivo fiable para determinar la potencia, la cadencia de paso y el TC durante la marcha con diferentes cargas (hasta 40 % de la MC) sin pendiente (1 %) y a velocidad constante (3,6 km/h). Esta es la primera investigación que muestra valores de la fiabilidad del Stryd durante la marcha en cinta rodante con diferentes pendientes y con diferentes cargas de mochila. Los resultados obtenidos aportan datos novedosos que podrían ser relevantes tanto para el planteamiento de futuras investigaciones, así como para los profesionales que buscan dispositivos fiables para cuantificar la mecánica de la marcha en pendientes positivas y durante la marcha sin pendiente transportando carga con una mochila.

Previamente se ha analizado la validez del Stryd a diferentes velocidades de carrera; a velocidad constante (García-Pinillos et al., 2019a), a ritmo auto-seleccionado (Navalta et al., 2018) y a diferentes velocidades durante una prueba incremental hasta el agotamiento (García-Pinillos et al., 2021). Estas investigaciones previas (García-Pinillos et al., 2019a; García-Pinillos et al., 2021; Navalta et al., 2018) mostraron la validez del Stryd para la medición de la cadencia de carrera ( $r > 0,90$ ;  $ICC > 0,90$ ; sesgo medio= 0,1/ 9,0 %). Sin embargo, la literatura científica sobre la validez de este dispositivo durante la marcha es escasa. El estudio de Navalta et al.

(2018) es el único que analiza la validez del Stryd durante la marcha. En este estudio, el Stryd mostró ser válido para medir el número de pasos (ICC: 0,80; sesgo medio:  $\pm 4$  %; límites de acuerdo [LOA] =  $\pm 10$  %). Nuestros resultados concuerdan con los de la carrera (García-Pinillos et al., 2019a; García-Pinillos et al., 2021; Navalta et al., 2018) y la marcha (Navalta et al., 2018). No se encontraron diferencias entre Optojump y Stryd ( $p > 0,05$ ;  $TE < 0,05$ ) durante la marcha sin pendiente (1 %) ni durante la marcha en pendientes positivas (10 % y 20 %). Según los resultados del presente estudio, el Stryd obtuvo medidas de validez aceptables ( $r > 0,97$ ;  $r_c > 0,96$ ;  $MAPE < 0,9$  %; sesgo medio  $< 0,3$  %;  $LOA < 3,0$  %) para las tres condiciones durante la marcha a velocidad constante. Sin embargo, ningún estudio previo ha determinado la validez del Stryd durante la marcha sin pendiente con transporte de carga con mochila. En el presente estudio no se observaron diferencias ( $p > 0,05$ ;  $TE < 0,07$ ) entre Optojump y Stryd, y los resultados de validez fueron aceptables ( $r > 0,97$ ;  $r_c > 0,95$ ;  $MAPE < 1,0$  %; sesgo medio  $< 0,5$  %;  $LOA < 3,7$  %) durante la marcha sin pendiente (1 %) con una mochila de hasta un 40 % de la MC. Estos hallazgos concuerdan con investigaciones previas (Navalta et al., 2018) y demuestran que el Stryd puede considerarse válido para la medición de la cadencia de pasos durante la marcha sin pendiente con diferentes cargas de mochila.

Ningún estudio ha analizado aún la validez del Stryd para la medición del TC durante la marcha. García-Pinillos et al. (2019a) analizaron la validez del Stryd en la determinación del TC durante la carrera a un ritmo cómodo y auto seleccionado, comparándolo con el análisis de video de alta velocidad a 1 000 Hz como medida estándar de oro. Los autores observaron una diferencia media del 5,2 % entre ambos sistemas y un LOA de  $\pm 13$  %. En otro estudio (García-Pinillos et al., 2021), evaluaron la validez del Stryd para medir el TC frente al Optogait durante una prueba

de carrera continua incremental en cinta rodante al 1 % de pendiente. Los resultados de los parámetros de validez fueron  $r < 0,66$  y  $ICC < 0,47$ . Además, observaron diferencias de moderadas a grandes ( $TE > 0,7$ ) entre ambos dispositivos. Las diferencias de medias fueron del  $\pm 7\%$  con respecto al TC medio con el dispositivo Optogait. Aunque la medición del TC durante la carrera, según los estudios encontrados hasta la fecha, ha mostrado tener una diferencia media por debajo del 10 %, se consideró que el Stryd subestimaba el TC (García-Pinillos et al., 2019a; García-Pinillos et al., 2021). De acuerdo con estas investigaciones previas sobre la carrera, en nuestro estudio observamos grandes diferencias ( $TE > 5,1$ ) entre el Stryd y el Optojump en todas las combinaciones de carga de pendiente y cargas en mochila analizadas. Sin embargo, a diferencia de la carrera (García-Pinillos et al., 2019a; García-Pinillos et al., 2021), durante la marcha, ya sea con pendiente o transportando carga, el Stryd sobreestimó el TC en comparación con el Optojump. Además, en la mayoría de las combinaciones se observó un sesgo sistemático significativo. En general, cuanto mayor sea el TC medido por el Optojump, mayor será la diferencia entre el Optojump y Stryd. Otros autores (García-Pinillos et al., 2019a; García-Pinillos et al., 2021) plantearon la hipótesis de que la subestimación del Stryd durante la carrera se debía a la altura de los diodos de emisores de luz (LED) del sistema Optogait. Estos LED están a 3 mm del suelo (Lienhard et al., 2013). Por lo tanto, y según los autores anteriores, el contacto del talón medido por estos dispositivos LED podría registrarse con anterioridad al verdadero contacto del talón con el suelo, mientras que el despegue del pie con posterioridad, tanto durante la carrera como durante la marcha. Nuestros resultados, sin embargo, no apoyan esta hipótesis. Ambos instrumentos se colocaron de forma idéntica a la de estudios previos (García-Pinillos et al., 2019a; García-Pinillos et al., 2021). Sin embargo, el Stryd no subestimó, sino

que sobreestimó el TC medido por medio del sistema LED (Optojump). Nuestros hallazgos, por lo tanto, respaldan la existencia de otros factores que podrían influir en la inexactitud del Stryd para medir el TC. Una de las principales explicaciones podría estar relacionada con los algoritmos utilizados para la estimación del TC para cada uno de los modos de ejercicio (ej., correr o caminar). El análisis de los factores que podrían influir en la inexactitud del Stryd para medir el TC está fuera del alcance de este estudio, y podría merecer una consideración más detallada en futuras investigaciones. Los sesgos sistemáticos observados podrían ayudar a los fabricantes a considerar este aspecto a la hora de la estimación del TC medido por este dispositivo.

En conclusión, este estudio es la primera investigación que analiza la fiabilidad y validez de parámetros medidos por el dispositivo Stryd durante la marcha en cinta rodante con diferentes pendientes y sin pendiente transportando carga con la mochila. El Stryd fue fiable para cuantificar la potencia, la cadencia de paso y el TC y válido para medir la cadencia. Sin embargo, el Stryd no parece ser válido para la estimación del TC. A diferencia de estudios previos, en los que se encontró que el Stryd subestimaba el TC durante la carrera, en este estudio se observó que el Stryd sobrestimaba el TC al caminar. Estos hallazgos son novedosos y pueden ser beneficiosos para muchas poblaciones, incluidos médicos, científicos, profesionales del rescate, atletas y otras poblaciones que busquen dispositivos fiables y válidos para cuantificar la mecánica de la marcha. Los colectivos - usuarios del Stryd deben saber que estas métricas son repetibles. No obstante, la evidencia de validez de estos parámetros requiere de más investigaciones. Sería conveniente realizar futuros estudios que determinen los factores que influyen en la sobreestimación del TC medido por el Stryd durante la marcha.





# Capítulo 6/ Chapter 6



## 6. Referencias/ References

- Abe, D., Muraki, S., & Yasukouchi, A. (2008). Ergonomic effects of load carriage on energy cost of gradient walking. *Applied Ergonomics*, 39(2), 144-149.  
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2007.06.001>
- Achten, J., & Jeukendrup, A. E. (2003). Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Medicine*, 33(7), 517-538.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200333070-00004>
- Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2009). Redirection of center-of-mass velocity during the step-to-step transition of human walking. *Journal of Experimental Biology*, 212(Pt 16), 2668-2678. <https://doi.org/10.1242/jeb.027581>
- Al-Khabbaz, Y. S., Shimada, T., & Hasegawa, M. (2008). The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. *Gait & Posture*, 28(2), 297-302. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.002>
- Alexander, N., & Schwameder, H. (2016a). Lower limb joint forces during walking on the level and slopes at different inclinations. *Gait & Posture*, 45, 137-142.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.01.022>
- Alexander, N., Strutzenberger, G., Ameshofer, L. M., & Schwameder, H. (2017). Lower limb joint work and joint work contribution during downhill and uphill walking at different inclinations. *Journal of Biomechanics*, 61, 75-80.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.07.001>
- Alexander, N., & Schwameder, H. (2016b). Effect of sloped walking on lower limb muscle forces. *Gait & Posture*, 47, 62-67.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.03.022>
- Alexander, R. M. (1995). Simple models of human movement. *Applied Mechanics Review*, 48(8), 461-470. <https://doi.org/10.1115/1.3005107>

- Armand, S. (2015). Normal gait. En F. Canavese & J. Deslandes (Eds.), *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy* (p. 661). Nova Science Publishers.
- Ash, G. I., Stults-Kolehmainen, M., Busa, M. A., Gregory, R., Garber, C. E., Liu, J., Gerstein, M., Casajus, J. A., Gonzalez-Aguero, A., & Constantinou, D. (2020). Establishing a global standard for wearable devices in sport and fitness: perspectives from the new England chapter of the American college of sports medicine members. *Current Sports Medicine Reports*, 19(2), 45-49.  
<https://doi.org/10.3390/jpm7020003>
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26(4), 217-238. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>
- Attwells, R. L., Birrell, S. A., Hooper, R. H., & Mansfield, N. J. (2006). Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics*, 49(14), 1527-1537. <https://doi.org/10.1080/00140130600757237>
- Austin, C. L., Hokanson, J. F., McGinnis, P. M., & Patrick, S. (2018). The Relationship between Running Power and Running Economy in Well-Trained Distance Runners. *Sports*, 6(4), 142. <https://doi.org/10.3390/sports6040142>
- Baker, R. W. (2013). *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*. Mac Keith Press.
- Ballesteros Peña, S., Arriba Herrero, M., Javares Artigues, P. S., Alonso Pinillos, A., & Ituarte Azpiazu, I. (2019). Changes in mountain accidents and incidents in the Basque Country: 1996-2016. *Emergencias*, 31(2), 141-142.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30963745>

- Beekley, M. D., Alt, J., Buckley, C. M., Duffey, M., & Crowder, T. A. (2007). Effects of heavy load carriage during constant-speed, simulated, road marching. *Military Medicine*, 172(6), 592-595. <https://doi.org/10.7205/milmed.172.6.592>
- Benson, L. C., Clermont, C. A., Bošnjak, E., & Ferber, R. (2018). The use of wearable devices for walking and running gait analysis outside of the lab: A systematic review. *Gait & Posture*, 63, 124-138. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.04.047>
- Bentley, D. J., Newell, J., & Bishop, D. (2007). Incremental exercise test design and analysis: implications for performance diagnostics in endurance athletes. *Sports Medicine*, 37(7), 575-586. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737070-00002>
- Birrell, S. A., Hooper, R. H., & Haslam, R. A. (2007). The effect of military load carriage on ground reaction forces. *Gait Posture*, 26(4), 611-614. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.008>
- Bohannon, R. W., & Williams Andrews, A. (2011). Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, 97(3), 182-189. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2010.12.004>
- Borg, G., Hassmén, P., & Lagerström, M. (1987). Perceived exertion related to heart rate and blood lactate during arm and leg exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 56(6), 679-685. <https://doi.org/10.1007/BF00424810>
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 14(5), 377-381. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7154893>
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Human kinetics.

- Brooks, G. A., Arevalo, J. A., Osmond, A. D., Leija, R. G., Curl, C. C., & Tovar, A. P. (2021). Lactate in contemporary biology: a phoenix risen. *J Physiol*.  
<https://doi.org/10.1113/JP280955>
- Bunn, J. A., Navalta, J. W., Fountaine, C. J., & Reece, J. D. (2018). Current State of Commercial Wearable Technology in Physical Activity Monitoring 2015-2017. *International Journal of Exercise Science*, 11(7), 503-515.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29541338>
- Callender, N., Ellerton, J., & MacDonald, J. H. (2012). Physiological demands of mountain rescue work. *Emergency Medicine Journal*, 29(9), 753-757.  
<https://doi.org/10.1136/emered-2011-200485>
- Camomilla, V., Bergamini, E., Fantozzi, S., & Vannozzi, G. (2018). Trends Supporting the In-Field Use of Wearable Inertial Sensors for Sport Performance Evaluation: A Systematic Review. *Sensors*, 18(3), E873.  
<https://doi.org/10.3390/s18030873>
- Carlton, S. D., & Orr, R. M. (2014). The impact of occupational load carriage on carrier mobility: a critical review of the literature. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 20(1), 33-41.  
<https://doi.org/10.1080/10803548.2014.11077025>
- Caron, R. R., Wagenaar, R. C., Lewis, C. L., Saltzman, E., & Holt, K. G. (2013). Center of mass trajectory and orientation to ankle and knee in sagittal plane is maintained with forward lean when backpack load changes during treadmill walking. *Journal of Biomechanics*, 46(1), 70-76.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.10.004>
- Cartón-Llorente, A., García-Pinillos, F., Royo-Borrueal, J., Rubio-Peírotén, A., Jaén-Carrillo, D., & Roche-Seruendo, L. E. (2021). Estimating Functional

Threshold Power in Endurance Running from Shorter Time Trials Using a 6-Axis Inertial Measurement Sensor. *Sensors*, 21(2), 582.

<https://doi.org/10.3390/s21020582>

Cavagna, G. A., Heglund, N. C., & Taylor, C. R. (1977). Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology*, 233(5), R243-61.

<https://doi.org/10.1152/ajpregu.1977.233.5.R243>

Cavagna, G. A., & Margaria, R. (1966). Mechanics of walking. *American Journal of Physiology*, 21(1), 271-278. <https://doi.org/10.1152/jap.1966.21.1.271>

Centro de coordinación de emergencias de Euskadi SOS Deiak. (2022). *Estadística del Centro de Coordinación de Emergencias de Euskadi SOS-Deiak 2021*.

<https://www.euskadi.eus/estadisticas-emergencias/web01-a2bdatu/es/>

Cerezuela-Espejo, V., Hernández-Belmonte, A., Courel-Ibáñez, J., Conesa-Ros, E., Martínez-Cava, A., & Pallarés, J. G. (2020a). Running power meters and theoretical models based on laws of physics: Effects of environments and running conditions. *Physiology & Behavior*, 223, 112972.

<https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2020.112972>

Cerezuela-Espejo, V., Hernández-Belmonte, A., Courel-Ibáñez, J., Conesa-Ros, E., Mora-Rodríguez, R., & Pallarés, J. G. (2020b). Are we ready to measure running power? Repeatability and concurrent validity of five commercial technologies. *European Journal of Sport Science*, 1-10.

<https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1748117>

Chambers, H. G., & Sutherland, D. H. (2002). A practical guide to gait analysis.

*Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 10(3), 222-231.

<https://doi.org/10.5435/00124635-200205000-00009>

- Chambers, R., Gabbett, T. J., Cole, M. H., & Beard, A. (2015). The Use of Wearable Microsensors to Quantify Sport-Specific Movements. *Sports Medicine*, 45(7), 1065-1081. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0332-9>
- Chatterjee, T., Bhattacharyya, D., Pramanik, A., Pal, M., Majumdar, D., & Majumdar, D. (2017). Soldiers' load carriage performance in high mountains: a physiological study. *Military Medical Research*, 4, 6. <https://doi.org/10.1186/s40779-017-0113-x>
- Christie, C. J., & Scott, P. A. (2005). Metabolic responses of South African soldiers during simulated marching with 16 combinations of speed and backpack load. *Military Medicine*, 170(7), 619-622. <https://doi.org/10.7205/milmed.170.7.619>
- Ciesa, M., Grigolato, S., & Cavalli, R. (2014). Analysis on vehicle and walking speeds of search and rescue ground crews in mountainous areas. *Journal of Outdoor Recreation and Tourism*, 5-6, 48-57. <https://doi.org/10.1016/j.jort.2014.03.004>
- Comité de Seguridad FEDME. (2020). *Accidentabilidad en deportes de montaña de federados FEDME 2019*. [https://issuu.com/bibliotecafedme/docs/estudio\\_de\\_accidentalidad\\_fedme\\_2019\\_-\\_sin\\_cortes](https://issuu.com/bibliotecafedme/docs/estudio_de_accidentalidad_fedme_2019_-_sin_cortes)
- Compte, A. M., Castillo, A. M., & Astoreka, G. E. (2011). El Sistema Vasco de atención de emergencias. En Academia de Policía del País Vasco (Ed.), *Manual del BOMBERO Organización y desarrollo profesional* (p. 37).
- Crowder, T. A., Beekley, M. D., Sturdivant, R. X., Johnson, C. A., & Lumpkin, A. (2007). Metabolic effects of soldier performance on a simulated graded road march while wearing two functionally equivalent military ensembles. *Military*

*Medicine*, 172(6), 596-602.

<https://doi.org/https://doi.org/10.7205/MILMED.172.6.596>

Dames, K. D., & Smith, J. D. (2016). Effects of load carriage and footwear on lower extremity kinetics and kinematics during overground walking. *Gait & Posture*, 50, 207-211. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.012>

de Morton, N. A. (2009). The PEDro scale is a valid measure of the methodological quality of clinical trials: a demographic study. *Australian Journal of Physiotherapy*, 55(2), 129-133. [https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(09\)70043-1](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(09)70043-1)

Decreto Legislativo 1/2017, de 27 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Gestión de Emergencias.(2017). *Boletín Oficial del Estado*, 113, Viernes 12 de mayo de 2017,38371,

DeVita, P., Helseth, J., & Hortobagyi, T. (2007). Muscles do more positive than negative work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 210(Pt 19), 3361-3373. <https://doi.org/10.1242/jeb.003970>

Devroey, C., Jonkers, I., de Becker, A., Lenaerts, G., & Spaepen, A. (2007). Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures. *Ergonomics*, 50(5), 728-742. <https://doi.org/10.1080/00140130701194850>

Dewolf, A. H., Ivanenko, Y. P., Lacquaniti, F., & Willems, P. A. (2017). Pendular energy transduction within the step during human walking on slopes at different speeds. *PLoS One*, 12(10), e0186963. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0186963>

- División de Estadística y Estudios. (2021). *Encuesta hábitos deportivos 2020*.  
SECRETARÍA GENERAL TÉCNICA Subdirección General de Atención al  
ciudadano, Documentación y Publicaciones.
- División de Estadística y Estudios. (2022). *Anuario de estadísticas deportivas 2022*.  
SECRETARÍA GENERAL TÉCNICA Subdirección General de Atención al  
ciudadano, Documentación y Publicaciones.
- Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A. D. (2002). Simultaneous positive and negative  
external mechanical work in human walking. *Journal of Biomechanics*, 35(1),  
117-124. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(01\)00169-5](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00169-5)
- Drain, J., Billing, D., Neesham-Smith, D., & Aisbett, B. (2016). Predicting  
physiological capacity of human load carriage - a review. *Applied  
Ergonomics*, 52, 85-94. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.07.003>
- Drain, J. R., Aisbett, B., Lewis, M., & Billing, D. C. (2017). The Pandolf equation  
under-predicts the metabolic rate of contemporary military load carriage.  
*Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(4), S104-S108.  
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.08.009>
- Düking, P., Hotho, A., Holmberg, H. C., Fuss, F. K., & Sperlich, B. (2016).  
Comparison of Non-Invasive Individual Monitoring of the Training and  
Health of Athletes with Commercially Available Wearable Technologies.  
*Frontiers in Physiology*, 7, 71. <https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00071>
- Düking, P., Stammel, C., Sperlich, B., Sutehall, S., Muniz-Pardos, B., Lima, G.,  
Kilduff, L., Keramitsoglou, I., Li, G., Pigozzi, F., & Pitsiladis, Y. P. (2018).  
Necessary Steps to Accelerate the Integration of Wearable Sensors Into  
Recreation and Competitive Sports. *Current Sports Medicine Reports*, 17(6),  
178-182. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000495>

- Epstein, Y., Rosenblum, J., Burstein, R., & Sawka, M. N. (1988). External load can alter the energy cost of prolonged exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 57(2), 243-247.  
<https://doi.org/10.1007/bf00640670>
- Fisher, J. P., Young, C. N., & Fadel, P. J. (2015). Autonomic adjustments to exercise in humans. *Comprehensive Physiology*, 5(2), 475-512.  
<https://doi.org/10.1002/cphy.c140022>
- Franz, J. R., & Kram, R. (2012). The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait & Posture*, 35(1), 143-147.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.025>
- Franz, J. R., & Kram, R. (2013). Advanced age affects the individual leg mechanics of level, uphill, and downhill walking. *Journal of Biomechanics*, 46(3), 535-540. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.09.032>
- Franz, J. R., Lyddon, N. E., & Kram, R. (2012). Mechanical work performed by the individual legs during uphill and downhill walking. *Journal of Biomechanics*, 45(2), 257-262. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.10.034>
- Gabinete de Prospección Sociológica. (2017). *Kirola eta jarduera fisikoa – Deporte y actividad física*. Gobierno Vasco.
- García-Pinillos, F., Latorre-Román, P. Á., Soto-Hermoso, V. M., Párraga-Montilla, J. A., Pantoja-Vallejo, A., Ramírez-Campillo, R., & Roche-Seruendo, L. E. (2019a). Agreement between the spatiotemporal gait parameters from two different wearable devices and high-speed video analysis. *PLoS One*, 14(9), e0222872. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0222872>
- García-Pinillos, F., Roche-Seruendo, L. E., Marcén-Cinca, N., Marco-Contreras, L. A., & Latorre-Román, P. A. (2021). Absolute Reliability and Concurrent

Validity of the Stryd System for the Assessment of Running Stride Kinematics at Different Velocities. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(1), 78-84. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002595>

García-Pinillos, F., Soto-Hermoso, V. M., Latorre-Román, P. Á., Párraga-Montilla, J. A., & Roche-Seruendo, L. E. (2019b). How Does Power During Running Change when Measured at Different Time Intervals. *International Journal of Sports Medicine*, 40(9), 609-613. <https://doi.org/10.1055/a-0946-2159>

Gobierno Vasco. (2021). *Tácticas operativas del sistema vasco de atención de emergencias* (5 ed.). Servicio Central de Publicaciones del Gobierno Vasco.

Godhe, M., Helge, T., Mattsson, C. M., Ekblom, Ö., & Ekblom, B. (2020). Physiological Factors of Importance for Load Carriage in Experienced and Inexperienced Men and Women. *Military Medicine*.  
<https://doi.org/10.1093/milmed/usaa050>

Gomeñuka, N. A., Bona, R. L., da Rosa, R. G., & Peyré-Tartaruga, L. A. (2014). Adaptations to changing speed, load, and gradient in human walking: cost of transport, optimal speed, and pendulum. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(3), e165-73. <https://doi.org/10.1111/sms.12129>

Gomeñuka, N. A., Bona, R. L., da Rosa, R. G., & Peyré-Tartaruga, L. A. (2016). The pendular mechanism does not determine the optimal speed of loaded walking on gradients. *Human Movement Science*, 47, 175-185.  
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.03.008>

Gordon, M. J., Goslin, B. R., Graham, T., & Hoare, J. (1983). Comparison between load carriage and grade walking on a treadmill. *Ergonomics*, 26(3), 289-298.  
<https://doi.org/10.1080/00140138308963342>

- Gottschall, J. S., & Kram, R. (2006). Mechanical energy fluctuations during hill walking: the effects of slope on inverted pendulum exchange. *Journal of Experimental Biology*, 209(Pt 24), 4895-4900.  
<https://doi.org/10.1242/jeb.02584>
- Gumieniak, R. J., Shaw, J., Gledhill, N., & Jamnik, V. K. (2018). Physical employment standard for Canadian wildland fire fighters; identifying and characterising critical initial attack response tasks. *Ergonomics*, 61(10), 1299-1310. <https://doi.org/10.1080/00140139.2018.1464211>
- Haisman, M. F. (1988). Determinants of load carrying ability. *Applied Ergonomics*, 19(2), 111-121. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(88\)90004-X](https://doi.org/10.1016/0003-6870(88)90004-X)
- Hall, M. M., Rajasekaran, S., Thomsen, T. W., & Peterson, A. R. (2016). Lactate: Friend or Foe. *PM and R*, 8(3), S8-S15.  
<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.10.018>
- Hargreaves, M., & Spriet, L. L. (2020). Skeletal muscle energy metabolism during exercise. *Nature Metabolism*. <https://doi.org/10.1038/s42255-020-0251-4>
- Harman, E., Hoon, K., Frykman, P., & Pandorf, C. (2000). The effects of backpack weight on the biomechanics of load carriage.  
<https://apps.dtic.mil/sti/citations/ADA377886>
- Hawley, J. A., Hargreaves, M., Joyner, M. J., & Zierath, J. R. (2014). Integrative biology of exercise. *Cell*, 159(4), 738-749.  
<https://doi.org/10.1016/j.cell.2014.10.029>
- Hinde, K., Lloyd, R., Low, C., & Cooke, C. (2017). The effect of temperature, gradient, and load carriage on oxygen consumption, posture, and gait characteristics. *European Journal of Applied Physiology*, 117(3), 417-430.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-016-3531-7>

- Holewijn, M. (1990). Physiological strain due to load carrying. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(3-4), 237-245.  
<https://doi.org/10.1007/bf00357606>
- Hong, S. W., Leu, T. H., Li, J. D., Wang, T. M., Ho, W. P., & Lu, T. W. (2014). Influence of inclination angles on intra- and inter-limb load-sharing during uphill walking. *Gait & Posture*, 39(1), 29-34.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.023>
- Horst, F., Slijepcevic, D., Simak, M., & Schöllhorn, W. I. (2021). Gutenberg Gait Database, a ground reaction force database of level overground walking in healthy individuals. *Scientific Data*, 8(1). <https://doi.org/10.1038/s41597-021-01014-6>
- Howley, E. T., Bassett, D. R., & Welch, H. G. (1995). Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27(9), 1292-1301. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8531628>
- Huang, T.-W. P., & Kuo, A. D. (2014). Mechanics and energetics of load carriage during human walking. *Journal of Experimental Biology*, 217(Pt 4), 605-613.  
<https://doi.org/10.1242/jeb.091587>
- Iannetta, D., Inglis, E. C., Mattu, A. T., Fontana, F. Y., Pogliaghi, S., Keir, D. A., & Murias, J. M. (2020). A Critical Evaluation of Current Methods for Exercise Prescription in Women and Men. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 52(2), 466-473. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002147>
- Imbach, F., Candau, R., Chailan, R., & Perrey, S. (2020). Validity of the Stryd Power Meter in Measuring Running Parameters at Submaximal Speeds. *Sports*, 8(7), 103. <https://doi.org/10.3390/sports8070103>

- Jamnack, N. A., Pettitt, R. W., Granata, C., Pyne, D. B., & Bishop, D. J. (2020). An Examination and Critique of Current Methods to Determine Exercise Intensity. *Sports Medicine*, 50(10), 1729-1756.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-020-01322-8>
- Johnson, L. (2004). An introduction to mountain search and rescue. *Emergency Medicine Clinics of North America*, 22(2), 511-24, x.  
<https://doi.org/10.1016/j.emc.2004.01.010>
- Johnston, W., Judice, P. B., Molina García, P., Mühlen, J. M., Lykke Skovgaard, E., Stang, J., Schumann, M., Cheng, S., Bloch, W., Brønd, J. C., Ekelund, U., Grøntved, A., Caulfield, B., Ortega, F. B., & Sardinha, L. B. (2020). Recommendations for determining the validity of consumer wearable and smartphone step count: expert statement and checklist of the INTERLIVE network. *British Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-103147>
- Joseph, A., Wiley, A., Orr, R., Schram, B., & Dawes, J. J. (2018). The impact of load carriage on measures of power and agility in tactical occupations: a critical review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 15(1). <https://doi.org/10.3390/ijerph15010088>
- Joyner, M. J., & Coyle, E. F. (2008). Endurance exercise performance: the physiology of champions. *The Journal of Physiology*, 586(1), 35-44.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.143834>
- Khalil, S., Mohktar, M., & Ibrahim, F. (2014). The Theory and Fundamentals of Bioimpedance Analysis in Clinical Status Monitoring and Diagnosis of Diseases. *Sensors*, 14(6), 10895-10928. <https://doi.org/10.3390/s140610895>

- Kimel-Naor, S., Gottlieb, A., & Plotnik, M. (2017). The effect of uphill and downhill walking on gait parameters: A self-paced treadmill study. *Journal of Biomechanics*, 60, 142-149. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.030>
- Kinoshita, H. (1985). Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. *Ergonomics*, 28(9), 1347-1362. <https://doi.org/10.1080/00140138508963251>
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Elsevier Health Sciences.
- Knapik, J., Harman, E., & Reynolds, K. (1996). Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects. *Applied Ergonomics*, 27(3), 207-216. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(96\)00013-0](https://doi.org/10.1016/0003-6870(96)00013-0)
- Knapik, J. J., Reynolds, K. L., & Harman, E. (2004). Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. *Military Medicine*, 169(1), 45-56. <https://doi.org/10.7205/milmed.169.1.45>
- Lafiandra, M., & Harman, E. (2004). The distribution of forces between the upper and lower back during load carriage. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(3), 460-467. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000117113.77904.46>
- Lay, A. N., Hass, C. J., & Gregor, R. J. (2006). The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics*, 39(9), 1621-1628. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.005>
- Lay, A. N., Hass, C. J., Richard Nichols, T., & Gregor, R. J. (2007). The effects of sloped surfaces on locomotion: an electromyographic analysis. *Journal of Biomechanics*, 40(6), 1276-1285. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.05.023>

- Legg, S. J., Ramsey, T., & Knowles, D. J. (1992). The metabolic cost of backpack and shoulder load carriage. *Ergonomics*, 35(9), 1063-1068.  
<https://doi.org/10.1080/00140139208967382>
- Lentz, L., Randall, J. R., Gross, D. P., Senthilselvan, A., & Voaklander, D. (2019). The relationship between physical fitness and occupational injury in emergency responders: A systematic review. *American Journal of Industrial Medicine*, 62(1), 3-13. <https://doi.org/10.1002/ajim.22929>
- Leroux, A., Fung, J., & Barbeau, H. (2002). Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait & Posture*, 15(1), 64-74.  
[https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00181-3](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00181-3)
- Leu, T.-H., Li, J.-D., Hong, S.-W., Wang, T.-M., Huang, S.-C., & Lu, T.-W. (2012). Trunk flexion strategy and the loads in the lower limbs when walking up surfaces of different slopes. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 24(04), 295-305.  
<https://doi.org/10.4015/S1016237212500202>
- Ley Orgánica 10/1995, de 23 de noviembre, del Código Penal.(1995). *Boletín Oficial del Estado*, 281,23 de noviembre de 1995
- Li, L., & Hamill, J. (2002). Characteristics of the vertical ground reaction force component prior to gait transition. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73(3), 229-237. <https://doi.org/10.1080/02701367.2002.10609016>
- Li, R. T., Kling, S. R., Salata, M. J., Cupp, S. A., Sheehan, J., & Voos, J. E. (2016). Wearable Performance Devices in Sports Medicine. *Sports Health*, 8(1), 74-78. <https://doi.org/10.1177/1941738115616917>

- Li, S. S. W., & Chow, D. H. K. (2017). Effects of backpack load on critical changes of trunk muscle activation and lumbar spine loading during walking. *Ergonomics*, 1-13. <https://doi.org/10.1080/00140139.2017.1365950>
- Lienhard, K., Schneider, D., & Maffiuletti, N. A. (2013). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering & Physics*, 35(4), 500-504. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.015>
- Liew, B., Morris, S., & Netto, K. (2016). The Effect of Backpack Carriage on the Biomechanics of Walking: A Systematic Review and Preliminary Meta-Analysis. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(6), 614-629. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0339>
- Liu, Y., Qiang, L., Song, Q., Zhao, M., & Guan, X. (2020). Effects of Backpack Loads on Leg Muscle Activation during Slope Walking. *Applied Sciences*, 10(14), 4890. <https://doi.org/10.3390/app10144890>
- Lockie, R. G., Dawes, J. J., Balfany, K., Gonzales, C. E., Beitzel, M. M., Dulla, J. M., & Orr, R. M. (2018). Physical Fitness Characteristics That Relate to Work Sample Test Battery Performance in Law Enforcement Recruits. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 15(11). <https://doi.org/10.3390/ijerph15112477>
- Ludlow, L. W., & Weyand, P. G. (2017). Walking economy is predictably determined by speed, grade, and gravitational load. *Journal of Applied Physiology*, 123(5), 1288-1302. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00504.2017>
- Lyons, J., Allsopp, A., & Bilzon, J. (2005). Influences of body composition upon the relative metabolic and cardiovascular demands of load-carriage. *Occupational Medicine*, 55(5), 380-384. <https://doi.org/10.1093/occmed/kqi087>

- Macdermid, P. W., Pearce, T., & Foskett, A. (2021). The use of a running power-meter for performance analysis in five-a-side football. *Gait & Posture*, 83(2021), 35-43. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.09.028>
- MacIntosh, B. R., Murias, J. M., Keir, D. A., & Weir, J. M. (2021). What Is Moderate to Vigorous Exercise Intensity. *Frontiers in Physiology*, 12, 682233. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.682233>
- MacLaren, D., Morton, J., Morton, J., & MacLaren, D. (2012). *Biochemistry for Sport and Exercise Metabolism*. John Wiley & Sons.
- Majumdar, D., Pal, M. S., & Majumdar, D. (2010). Effects of military load carriage on kinematics of gait. *Ergonomics*, 53(6), 782-791. <https://doi.org/10.1080/00140131003672015>
- Marins, E. F., David, G. B., & Del Vecchio, F. B. (2019). Characterization of the Physical Fitness of Police Officers: A Systematic Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003177>
- McIntosh, A. S., Beatty, K. T., Dwan, L. N., & Vickers, D. R. (2006). Gait dynamics on an inclined walkway. *Journal of Biomechanics*, 39(13), 2491-2502. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.07.025>
- Minetti, A. E. (1995). Optimum gradient of mountain paths. *Journal of Applied Physiology*, 79(5), 1698-1703. <https://doi.org/10.1152/jappl.1995.79.5.1698>
- Minetti, A. E., Ardigò, L. P., & Saibene, F. (1993). Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *The Journal of Physiology*, 472, 725-735. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1993.sp019969>
- Minetti, A. E., Moia, C., Roi, G. S., Susta, D., & Ferretti, G. (2002). Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *Journal of Applied*

*Physiology*, 93(3), 1039-1046.

<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01177.2001>

Mochon, S., & McMahon, T. A. (1980). Ballistic walking. *Journal of Biomechanics*, 13(1), 49-57. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90007-x](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90007-x)

Moher, D., Liberati, A., Tetzlaff, J., Altman, D. G., & The, P. G. (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *PLOS Medicine*, 6(7), e1000097.

<https://doi.org/10.1371/journal.pmed.1000097>

Molina-Garcia, P., Notbohm, H. L., Schumann, M., Argent, R., Hetherington-Rauth, M., Stang, J., Bloch, W., Cheng, S., Ekelund, U., Sardinha, L. B., Caulfield, B., Brønd, J. C., Grøntved, A., & Ortega, F. B. (2022). Validity of Estimating the Maximal Oxygen Consumption by Consumer Wearables: A Systematic Review with Meta-analysis and Expert Statement of the INTERLIVE Network. *Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01639-y>

Morrow, Jr., Mood, D., Disch, J., & Kang, M. (2015). *Measurement and Evaluation in Human Performance* (5 ed.). Human Kinetics.

Mueller, P. J., Clifford, P. S., Crandall, C. G., Smith, S. A., & Fadel, P. J. (2017).

Integration of Central and Peripheral Regulation of the Circulation during Exercise: Acute and Chronic Adaptations. *Comprehensive Physiology*, 8(1), 103-151. <https://doi.org/10.1002/cphy.c160040>

Nag, P. K., Sen, R. N., & Ray, U. S. (1978). Optimal rate of work for mountaineers. *Journal of Applied Physiology*, 44(6), 952-955.

<https://doi.org/10.1152/jappl.1978.44.6.952>

Navalta, J. W., Montes, J., Bodell, N. G., Aguilar, C. D., Lujan, A., Guzman, G.,

Kam, B. K., Manning, J. W., & DeBeliso, M. (2018). Wearable device validity

in determining step count during hiking and trail running. *Journal for the Measurement of Physical Behaviour*, 1(2), 86-93.

<https://doi.org/https://doi.org/10.1123/jmpb.2018-0010>

Navalta, J. W., Montes, J., Bodell, N. G., Aguilar, C. D., Radzak, K., Manning, J. W., & DeBeliso, M. (2019). Reliability of trail walking and running tasks using the Stryd Power Meter. *International Journal of Sports Medicine*, 40(08), 498-502. <https://doi.org/10.1055/a-0875-4068>

Nuckols, R. W., Takahashi, K. Z., Farris, D. J., Mizrachi, S., Riemer, R., & Sawicki, G. S. (2020). Mechanics of walking and running up and downhill: A joint-level perspective to guide design of lower-limb exoskeletons. *PLOS ONE*, 15(8), e0231996. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0231996>

OCEBM. (2009). *Oxford Centre for Evidence-Based Medicine: Levels of Evidence*. <https://www.cebm.net/2009/06/oxford-centre-evidence-based-medicine-levels-evidence-march-2009/>

Olaya-Cuartero, J., & Cejuela, R. (2021). Influence of Biomechanical Parameters on Performance in Elite Triathletes along 29 Weeks of Training. *Applied Sciences*, 11(3), 1050. <https://doi.org/10.3390/app11031050>

Orden 1001 de 18 de febrero de 2019,[Consejera de Seguridad], de modificación de la Relación de Puestos de trabajo de la Ertzaintza.(2019). *Boletín Oficial del País Vasco*, 39,lunes 25 de febrero de 2019

Orr, R. M., Coyle, J., Johnston, V., & Pope, R. (2017). Self-reported load carriage injuries of military soldiers. *International Journal of Injury Control and Safety Promotion*, 24(2), 189-197. <https://doi.org/10.1080/17457300.2015.1132731>

- Ortega, J. D., & Farley, C. T. (2005). Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *Journal of Applied Physiology*, *99*(6), 2099-2107. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00103.2005>
- Pal, M. S., Majumdar, D., Pramanik, A., Chowdhury, B., & Majumdar, D. (2014). Optimum load for carriage by Indian soldiers on different uphill gradients at specified walking speed. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *44*(2), 260-265. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2013.09.001>
- Pal, M., Yadav, A., Arya, K., Chatterjee, T., Bhattacharyya, D., & Kumar, B. (2020). Optimization of load carriage at desert environment. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *79*, 102986. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2020.102986>
- Pandoff, K. B., Givoni, B., Goldman, R. F., Thomas, T. R., Londeree, B. R., Gerhardt, K. O., & Gehrke, C. W. (1977). Predicting energy expenditure with loads while standing or walking very slowly. *Journal of Applied Physiology*, *43*(4), 577-581. <https://doi.org/10.1152/jappl.1977.43.4.577>
- Parlebas, P. (2008). *Juegos, deporte y sociedades. Léxico de praxeología motriz*. Editorial Paidotribo.
- Paul, S., Bhattacharyya, D., Chatterjee, T., & Majumdar, D. (2016). Effect of uphill walking with varying grade and speed during load carriage on muscle activity. *Ergonomics*, *59*(4), 514-525. <https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1073792>
- Paul, S., Bhattacharyya, D., Chatterjee, T., Pal, M. S., Majumdar, D., Singh, S. N., & Majumdar, D. (2015). Physiological and biochemical responses during incremental uphill load carriage. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *50*, 26-33. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2015.08.010>

- Peake, J. M., Kerr, G., & Sullivan, J. P. (2018). A Critical Review of Consumer Wearables, Mobile Applications, and Equipment for Providing Biofeedback, Monitoring Stress, and Sleep in Physically Active Populations. *Frontiers in Physiology*, 9. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00743>
- Pellegrini, B., Peyré-Tartaruga, L. A., Zoppirolli, C., Bortolan, L., Bacchi, E., Figard-Fabre, H., & Schena, F. (2015). Exploring Muscle Activation during Nordic Walking: A Comparison between Conventional and Uphill Walking. *PLoS One*, 10(9), e0138906. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0138906>
- Peoples, G. E., Lee, D. S., Notley, S. R., & Taylor, N. A. (2016). The effects of thoracic load carriage on maximal ambulatory work tolerance and acceptable work durations. *European Journal of Applied Physiology*, 116(3), 635-646. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3323-5>
- Perrotin, N., Gardan, N., Lesprillier, A., Le Goff, C., Seigneur, J.-M., Abdi, E., Sanudo, B., & Taiar, R. (2021). Biomechanics of Trail Running Performance: Quantification of Spatio-Temporal Parameters by Using Low Cost Sensors in Ecological Conditions. *Applied Sciences*, 11(5), 2093. <https://doi.org/10.3390/app11052093>
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis*. SLACK Incorporated.
- Peters, P. (2003). Personal and professional profile of mountain medicine physicians. *Wilderness & Environmental Medicine*, 14(3), 155-160. [https://doi.org/10.1580/1080-6032\(2003\)14\[155:PAPPOM\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1580/1080-6032(2003)14[155:PAPPOM]2.0.CO;2)
- Phillips, D. B., Stickland, M. K., Lesser, I. A., & Petersen, S. R. (2016a). The effects of heavy load carriage on physiological responses to graded exercise. *European Journal of Applied Physiology* volume, 116(2), 275-280. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3280-z>

- Phillips, D. B., Ehnes, C. M., Stickland, M. K., & Petersen, S. R. (2016b). The impact of thoracic load carriage up to 45 kg on the cardiopulmonary response to exercise. *European Journal of Applied Physiology* volume, 116(9), 1725-1734. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3427-6>
- Pickle, N. T., Grabowski, A. M., Auyang, A. G., & Silverman, A. K. (2016). The functional roles of muscles during sloped walking. *Journal of Biomechanics*, 49(14), 3244-3251. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.08.004>
- Pietsch, U., Strapazzon, G., Ambühl, D., Lischke, V., Rauch, S., & Knapp, J. (2019). Challenges of helicopter mountain rescue missions by human external cargo: need for physicians onsite and comprehensive training. *Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine*, 27(1), 17. <https://doi.org/10.1186/s13049-019-0598-2>
- Pimental, N. A., & Pandolf, K. B. (1979). Energy expenditure while standing or walking slowly uphill or downhill with loads. *Ergonomics*, 22(8), 963-973. <https://doi.org/10.1080/00140137908924670>
- Polcyn, A. F., Bense, C. K., Harman, E. A., Obusek, J. P., & Pandorf, C. (2002). Effects of weight carried by soldiers: Combined analysis of four studies on maximal performance, physiology, and biomechanics. <https://apps.dtic.mil/sti/citations/ADA400722>
- Poole, D. C., & Jones, A. M. (2012). Oxygen uptake kinetics. *Comprehensive Physiology*, 2, 933-996. <https://doi.org/10.1002/cphy.c100072>
- Poole, D. C., Rossiter, H. B., Brooks, G. A., & Gladden, L. B. (2021). The anaerobic threshold: 50+ years of controversy. *The Journal of Physiology*, 599(3), 737-767. <https://doi.org/10.1113/JP279963>

- Portney, L. G. (2020). *Foundations of Clinical Research Applications to Evidence-Based Practice* (4 ed.). F.A. Davis.
- Prentice, S. D., Hasler, E. N., Groves, J. J., & Frank, J. S. (2004). Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. *Gait Posture*, 20(3), 255-265. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.09.006>
- Qu, X., & Yeo, J. C. (2011). Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics. *Journal of Biomechanics*, 44(7), 1259-1263. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.02.016>
- Quesada, P. M., Mengelkoch, L. J., Hale, R. C., & Simon, S. R. (2000). Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching. *Ergonomics*, 43(3), 293-309. <https://doi.org/10.1080/001401300184413>
- Resolución 1595 de 21 de marzo de 2019,[Viceconsejero de Seguridad y de la Viceconsejera de Administración y Servicios del Departamento de Seguridad], por la que se aprueba y hace pública convocatoria de provisión de puestos de trabajo reservados a personal funcionario de carrera de la Ertzaintza, a proveer por los sistemas de libre designación (C168) y de concurso de méritos específico (C169 y C170), de las Categorías de Agente y Agente 1.o de la Escala Básica y las Categorías de Suboficial y Oficial de la Escala de Inspección, de la Ertzaintza, y procedimiento para la asignación transitoria al desempeño de puestos de trabajo.(2019). *Boletín Oficial del País Vasco*, 62, viernes 29 de marzo de 2019
- Riemann, B. L., & Lininger, M. R. (2018). *Statistical Primer for Athletic Trainers: The Essentials of Understanding Measures of Reliability and Minimal*

Important Change. *Journal of Athletic Training*, 53(1), 98-103.

<https://doi.org/10.4085/1062-6050-503-16>

Rodríguez-Marroyo, J. A., López-Satue, J., Pernía, R., Carballo, B., García-López, J., Foster, C., & Villa, J. G. (2012). Physiological work demands of Spanish wildland firefighters during wildfire suppression. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 85(2), 221-228.

<https://doi.org/10.1007/s00420-011-0661-4>

Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human Walking*. LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS.

Rossiter, H. B. (2011). Exercise: Kinetic considerations for gas exchange.

*Comprehensive Physiology*, 1, 203-244. <https://doi.org/10.1002/cphy.c090010>

Sagiv, M., Ben-Gal, S., & Ben-Sira, D. (2000). Effects of gradient and load carried on human haemodynamic responses during treadmill walking. *European Journal of Applied Physiology*, 83(1), 47-50. <https://doi.org/10.1007/s004210000250>

Sánchez Hernández, A. (2016). *Accidentes de montaña: Siniestros, rescates y acciones preventivas de los deportes de montaña en España*. Universidad de Zaragoza.

Sanders, D., & Heijboer, M. (2019). Physical demands and power profile of different stage types within a cycling grand tour. *European Journal of Sport Science*, 19(6), 736-744. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1554706>

Seiler, S. (2010). What is best practice for training intensity and duration distribution in endurance athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 5(3), 276-291. <https://doi.org/10.1123/ijsp.5.3.276>

Seiler, S., & Tønnessen, E. (2009). Intervals, thresholds, and long slow distance: the role of intensity and duration in endurance training. *Sportscience*, 13.

- Šerbetar, I. (2015). Establishing Some Measures of Absolute and Relative Reliability of a Motor Test / Određivanje nekih mjera apsolutne i relativne pouzdanosti motoričkih testova. *Croatian Journal of Education - Hrvatski časopis za odgoj i obrazovanje*, 17(0). <https://doi.org/10.15516/cje.v17i0.1484>
- Seshadri, D. R., Li, R. T., Voos, J. E., Rowbottom, J. R., Alfes, C. M., Zorman, C. A., & Drummond, C. K. (2019). Wearable sensors for monitoring the internal and external workload of the athlete. *NPJ Digital Medicine*, 2, 71. <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0149-2>
- Shei, R. J., Holder, I. G., Oumsang, A. S., Paris, B. A., & Paris, H. L. (2022). Wearable activity trackers-advanced technology or advanced marketing. *European Journal of Applied Physiology*. <https://doi.org/10.1007/s00421-022-04951-1>
- Silder, A., Delp, S. L., & Besier, T. (2013). Men and women adopt similar walking mechanics and muscle activation patterns during load carriage. *Journal of Biomechanics*, 46(14), 2522-2528. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.020>
- Silder, A., Besier, T., & Delp, S. L. (2012). Predicting the metabolic cost of incline walking from muscle activity and walking mechanics. *Journal of Biomechanics*, 45(10), 1842-1849. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.032>
- Simpson, K. M., Munro, B. J., & Steele, J. R. (2011a). Backpack load affects lower limb muscle activity patterns of female hikers during prolonged load carriage. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(5), 782-788. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.05.012>

- Simpson, K. M., Munro, B. J., & Steele, J. R. (2011b). Effect of load mass on posture, heart rate and subjective responses of recreational female hikers to prolonged load carriage. *Applied Ergonomics*, 42(3), 403-410.  
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2010.08.018>
- Simpson, K. M., Munro, B. J., & Steele, J. R. (2012). Effects of prolonged load carriage on ground reaction forces, lower limb kinematics and spatio-temporal parameters in female recreational hikers. *Ergonomics*, 55(3), 316-326.  
<https://doi.org/10.1080/00140139.2011.642004>
- Simpson, R. J., Graham, S. M., Florida-James, G. D., Connaboy, C., Clement, R., & Jackson, A. S. (2010). Perceived exertion and heart rate models for estimating metabolic workload in elite British soldiers performing a backpack load-carriage task. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 35(5), 650-656.  
<https://doi.org/10.1139/h10-053>
- Sol, J. A., Ruby, B. C., Gaskill, S. E., Dumke, C. L., & Domitrovich, J. W. (2018). Metabolic Demand of Hiking in Wildland Firefighting. *Wilderness & Environmental Medicine*, 29(3), 304-314.  
<https://doi.org/10.1016/j.wem.2018.03.006>
- Son, H. (2013). The effect of backpack load on muscle activities of the trunk and lower extremities and plantar foot pressure in flatfoot. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(11), 1383-1386. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.1383>
- Sperlich, B., & Holmberg, H. C. (2017). Wearable, yes, but able...?: it is time for evidence-based marketing claims. *British Journal of Sports Medicine*, 51(16), 1240. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097295>
- Stevenson, R. D., Siddall, A. G., Turner, P. F., & Bilzon, J. L. (2017). Physical Employment Standards for UK Firefighters: Minimum Muscular Strength and

- Endurance Requirements. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 59(1), 74-79. <https://doi.org/10.1097/JOM.0000000000000926>
- Sundberg, C. W., & Fitts, R. H. (2019). Bioenergetic basis of skeletal muscle fatigue. *Current Opinion in Physiology*, 10, 118-127. <https://doi.org/10.1016/j.cophys.2019.05.004>
- Tanner, R., & Gore, C. (2012). *Physiological tests for elite athletes* (2 ed.). Human kinetics.
- Taylor, N. A. S., Peoples, G. E., & Petersen, S. R. (2016). Load carriage, human performance, and employment standards. *Applied Physiology Nutrition and Metabolism*, 41(6), S131-S147. <https://doi.org/10.1139/apnm-2015-0486>
- Tesio, L., & Rota, V. (2019). The Motion of Body Center of Mass During Walking: A Review Oriented to Clinical Applications. *Frontiers in Neurology*, 10, 999. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00999>
- Thompson, W. R. (2022). Worldwide survey of fitness trends for 2022. *ACSM's Health & Fitness Journal*, 26(1), 11-20. <https://doi.org/10.1249/FIT.00000000000000732>
- Tilbury-Davis, D. C., & Hooper, R. H. (1999). The kinetic and kinematic effects of increasing load carriage upon the lower limb. *Human Movement Science*, 18(5), 693-700. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(99\)00026-3](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(99)00026-3)
- Tomazin, I., Vegnuti, M., Ellerton, J., Reisten, O., Sumann, G., & Kersnik, J. (2012). Factors impacting on the activation and approach times of helicopter emergency medical services in four Alpine countries. *Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine*, 20, 56. <https://doi.org/10.1186/1757-7241-20-56>

- Uddin, M. Z., Seeberg, T. M., Kocbach, J., Liverud, A. E., Gonzalez, V., Sandbakk, Ø., & Meyer, F. (2021). Estimation of Mechanical Power Output Employing Deep Learning on Inertial Measurement Data in Roller Ski Skating. *Sensors*, 21(19), 6500. <https://doi.org/10.3390/s21196500>
- Vandenboom, R. (2016). Modulation of Skeletal Muscle Contraction by Myosin Phosphorylation. *Comprehensive Physiology*, 7(1), 171-212. <https://doi.org/10.1002/cphy.c150044>
- Vianna, L. C., & Fisher, J. P. (2019). Reflex control of the cardiovascular system during exercise in disease. *Current Opinion in Physiology*, 10, 110-117. <https://doi.org/10.1016/j.cophys.2019.05.002>
- Villota, S. (2019). *Accidentabilidad en montaña. Estadística de rescates en españa y campañas de prevención*. [Tesis doctoral]. Universidad Camilo José Cela.
- Wahl, Y., Düking, P., Droszez, A., Wahl, P., & Mester, J. (2017). Criterion-Validity of Commercially Available Physical Activity Tracker to Estimate Step Count, Covered Distance and Energy Expenditure during Sports Conditions. *Frontiers in Physiology*, 8, 725. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00725>
- Walsh, G. S., & Low, D. C. (2021). Military load carriage effects on the gait of military personnel: A systematic review. *Applied Ergonomics*, 93, 103376. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103376>
- Whittle, M. (2007). *Gait Analysis: An Introduction*. Butterworth-Heinemann Medical.
- Wilson, M. G., Drezner, J. A., & Sharma, S. (2016). *IOC manual of sports cardiology*. John Wiley & Sons.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00836-0>

- Wu, H. C., & Wang, M. J. (2001). Determining the maximum acceptable work duration for high-intensity work. *European Journal of Applied Physiology*, 85(3-4), 339-344. <https://doi.org/10.1007/s004210100453>
- Wu, H. C., & Wang, M. J. (2002). Relationship between maximum acceptable work time and physical workload. *Ergonomics*, 45(4), 280-289. <https://doi.org/10.1080/00140130210123499>





# Capítulo 7/ Chapter 7



## **7. Consideraciones finales**

### **7.1. Conclusions/ Conclusiones**

- The variety of protocols used in the studies analyzing the influence of backpack load on physiological variables make comparison of the data difficult.
- The backpack load may have a direct impact on physiological and perceptive variables.
- The slope may have a direct impact on physiological and perceptive variables.
- There are additive interactions effects between backpack load and slope on % of VO<sub>2</sub>max, % of HRmax and RPE variables during walking.
- Walking at 1 % of slope without load and with 40 % BW load does not seem to present a meaningful physiological and perceptive impact to completing rescuer worker activities for long durations.
- Walking at 10 % and 20 % slope when carrying a 40 % BW load may present a physiological and perceptive impact that limit work time.
- The Stryd device is reliable for measuring power, cadence and GCT either with slope without backpack load and with load carriage without slope.
- The Stryd device was valid for measuring cadence either with slope without backpack load and with load carriage without slope.
- The Stryd device is not valid for measuring GCT. It overestimates GCT during walking.

### **7.2. Aplicaciones prácticas**

En este apartado se exponen las diferentes aplicaciones prácticas de la presente tesis doctoral:

- La observación de la variedad de protocolos utilizados en la literatura científica y la dificultad que supone la comparación entre estudios, puede motivar a futuras investigaciones a estandarizar protocolos para determinar la influencia de la masa de la mochila en el rendimiento físico de los participantes bajo diferentes condiciones.
- Se recomienda que los rescatadores de montaña no transporten en la mochila cargas iguales o superiores al 20 % de su masa corporal. Transportar cargas por debajo de ese umbral les permite caminar en pendientes con inclinaciones de hasta un 20 % sin que su rendimiento físico se comprometa excesivamente. Los grupos de rescate podrán considerar este aspecto a la hora de diseñar o modificar los protocolos de actuación existentes.
- El dispositivo Stryd puede utilizarse para la medición de la cadencia de paso durante la marcha con distintas inclinaciones positivas y con diferentes masas de mochila en investigaciones científicas realizadas en laboratorio. Esto puede suponer una reducción del coste económico a la hora de adquirir dispositivos para el análisis de la marcha en cinta rodante.

### **7.3. Limitaciones**

#### **Artículo 1: Protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables. Systematic Review**

Las limitaciones de este estudio vienen determinadas por los criterios de inclusión y exclusión utilizados en el mismo. Se seleccionaron los estudios donde los participantes anduvieron en cinta rodante, por lo que han quedado fuera de la revisión los estudios realizados en campo. Este aspecto podría disminuir la validez ecológica de la revisión. No obstante, se tomó la decisión de excluir dichos estudios dado que se

querían estudiar exclusivamente los protocolos utilizados en laboratorio.

Por otro lado, con el objetivo de analizar la influencia de la masa de la mochila se optó por eliminar las variables que pudieran enmascarar los resultados. En la misma línea, la exclusión de los estudios realizados con personas menores de edad puede haber acotado en exceso los estudios seleccionados. Sin embargo, el estudio está orientado a que los resultados puedan usarse en colectivos de emergencia, por lo que se decidió acotar la edad de los participantes a la edad laboral.

## **Artículo 2: Physiological stress in flat and uphill walking with different backpack loads in professional mountain rescue crews**

- Los participantes pertenecen a un solo grupo profesional de rescate de montaña, por lo que dicha muestra no es representativa de la población mundial de rescatadores de montaña. Este hecho afecta a la validez externa del presente estudio.
- El nivel de experiencia de los participantes puede haber condicionado la medida en la que la carga de la mochila y la pendiente del terreno han ejercido una influencia sobre las respuestas fisiológicas y perceptivas. Dado que todos los participantes en este estudio eran rescatadores profesionales de montaña, es posible que los resultados no reflejen lo que pudiera suceder en rescatadores noveles o personas sin experiencia en el transporte de carga con mochila.
- El protocolo utilizado para observar los efectos de la mochila se realizó en dos días diferentes para mitigar la fatiga acumulada entre las condiciones analizadas. No obstante, con el fin de eliminar el posible efecto de la fatiga en cada estadio, tal vez hubiera sido más apropiado haber dividido la realización del protocolo en más días. La imposibilidad de contar con los participantes en el laboratorio durante más de dos días condicionó este aspecto.

- El orden de las combinaciones durante la prueba con mochila, tal y como se ha hecho en otro estudio (Lyons et al., 2005), no fue aleatorizado, lo que puede haber sesgado los resultados del estudio (Portney, 2020). No obstante, atendiendo a la intensidad relativa al consumo de oxígeno durante los diferentes estadios, solo las tres últimas combinaciones podrían haberse visto afectadas por la fatiga acumulada (Jamnick et al., 2020), estando los resultados de % del  $VO_2$ máx, % de la  $FC$ máx y RPE sobreestimados, por lo tanto, los resultados correspondientes a los estadios donde los participantes andan con una masa en la mochila correspondiente al 40 % de su MC deben tomarse con precaución.
- Teniendo en cuenta lo observado por Phillips et al. (2016a) donde el consumo máximo de oxígeno alcanzado en una prueba máxima con una mochila de 25 kg para todos los participantes supuso una disminución de un 2,5 % en el  $VO_2$ máx, el  $VO_2$ máx de los rescatadores pudo verse limitado debido al transporte de carga con mochila. Sin embargo, no se han encontrado estudios donde analicen el efecto de cargas relativas a la MC entre el 1 % y 40 % de la MC en el consumo máximo de oxígeno. Desafortunadamente, no era viable en la práctica para nosotros medir el  $VO_2$ máx con cada carga de mochila.
- Este estudio está limitado por la corta duración de cada condición (5 minutos). Este hecho afecta a la validez externa del presente estudio.

### **Artículo 3: Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions**

La principal limitación de este estudio es que no se ha realizado una validación de la medición de la potencia. Aunque en carrera la validación de la potencia está algo más avanzada, encontramos muchas limitaciones a la hora de

interpretar los resultados de las validaciones debido al instrumento de comparación que utilizan o al método. Sin embargo, no hay estudios de validación para la estimación de la potencia durante la marcha. La escasa disponibilidad de plataformas de fuerza integradas en las cintas rodantes y la opacidad de los algoritmos utilizados para su estimación dificultan esta tarea, por lo que no hemos podido comprobar la validez de la potencia.

Otra de las limitaciones del estudio es que no se utilizó el mismo dispositivo para comprobar la fiabilidad del mismo. Teniendo en cuenta que un dispositivo solo toma una medición al mismo tiempo, resultaba imposible tomar dos mediciones simultáneas con el mismo dispositivo. No obstante, se seleccionaron para el estudio dos modelos iguales del dispositivo y con el mismo *firmware*. De esta forma se eliminó la variabilidad debida a diferentes modelos de dispositivos, así como a sus diferentes *firmwares*. Este procedimiento permitió limitar la variación intra-individual entre el test y el re-test.

Los resultados de este estudio son aplicables a personas que presenten una cadencia de paso y tiempo de contacto de marcha que se han analizado en las diferentes condiciones. Estos resultados pueden no ser aplicables a individuos con patrones de marcha diferentes.

## **7.4. Futuras líneas de investigación**

Esta tesis doctoral abre una línea de investigación sobre el análisis del rendimiento físico de los rescatadores de montaña y de personal dedicado a las emergencias. Al ser el inicio de la línea de investigación se optó por empezar estudiando la validez y fiabilidad de un dispositivo para la determinación de variables biomecánicas durante su utilización en condiciones de laboratorio, para posteriormente analizar en condiciones de laboratorio la influencia de la carga de la

mochila sobre el rendimiento físico de los rescatadores de montaña.

En futuras investigaciones sería interesante profundizar en esta línea de investigación. Concretamente analizar la influencia del transporte de la carga con mochila en el propio terreno, exponiendo a los rescatadores a 1) las diferentes condiciones de la superficie terrestre, 2) distintos tipos de rescate (ej., rescate con camilla, rescate en cavidades...) y 3) a diferentes métodos de transporte de carga. Además, es recomendable que futuras investigaciones analicen diferentes simulacros de rescate y su efecto sobre el rendimiento físico de los rescatadores, ya que hasta la fecha no hay apenas estudios en esta línea.

Los hallazgos relacionados con el dispositivo Stryd abren un abanico de posibilidades. Puede ser interesante que futuras investigaciones comprueben la validez de la estimación de la potencia tanto en cinta rodante como en campo, durante la marcha. El análisis de la potencia durante la marcha puede contribuir a aumentar la especificidad en el diseño de entrenamientos que en última instancia podrán contribuir en mayor medida a la mejora del rendimiento físico tanto de los deportistas como del personal de rescate.

## **7.5. Reflexión final**

Lejos de realizar la investigación de mi vida, seguramente muchos de los lectores de la tesis podáis pensar que las conclusiones de esta tesis son de Perogrullo. Probablemente así sea, pero la ciencia se basa precisamente en eso, en testear hipótesis.

Desde el primer momento he visto el doctorado como un paso más en mi etapa formativa. Creo que se han cumplido mis expectativas; no sé si seré buen o mal investigador, pero lo que sí sé es que mi mochila se ha llenado de herramientas y experiencias para usar en futuras aventuras.

La idea de esta tesis nació por mi afición a las actividades de montaña y la obsesión por la seguridad. Por ello, con esta tesis he querido contribuir al colectivo montañero y aportar mi granito de arena a la seguridad de montaña desde otro punto de vista. Sin embargo, termino mi tesis con la sensación de que me ha quedado mucho trabajo por hacer, que espero poder retomar en mi siguiente etapa.

Todo llega a su fin y por primera vez en 29 años no sé qué proyecto me espera después de finalizar la tesis. Lo que sí tengo claro es que sea cual sea el proyecto en el que me involucre, lo trataré de vivenciar y disfrutar igual que mi etapa como doctorando.





# Capítulo 8/ Chapter 8



## 8. Anexos/ Annex

### 8.1. Anexo 1: Protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables. Systematic Review

#### Referencia:

Pinedo-Jauregi, A., Mejuto Hidalgo, G., Bentley, D. J., Grimshaw, P., & Cámara Tobalina, J. (2021). Protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables. Systematic review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 86, 103227.  
<https://doi.org/10.1016/j.ergon.2021.103227>

Indicadores de calidad del segundo artículo publicado, según *Journal Citation Reports* en el año 2021.

**Revista:** International Journal of Industrial Ergonomics  
**ISSN:** 0169-8141  
**EISSN:** 1872-8219  
**Abreviación:** Int J Ind Ergonom  
**País:** Holanda

#### Journal Citation Reports

**Categoría:** Ergonomics

**Factor de Impacto de la Revista:** 2,884

**Cuartil:** Q3



Contents lists available at ScienceDirect

## International Journal of Industrial Ergonomics

journal homepage: [www.elsevier.com/locate/ergon](http://www.elsevier.com/locate/ergon)



Review article

### Protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables. Systematic review

Aitor Pinedo-Jauregi<sup>a,\*</sup>, Gaizka Mejuto Hidalgo<sup>b</sup>, David J. Bentley<sup>c</sup>, Paul Grimshaw<sup>d,e</sup>, Jesús Cámara Tobalina<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Glzartea, Kirola eta Ariketa Fisikoa Ikerkuntza Taldea (GIKAFIT) Society, Sports, and Physical Exercise Research Group, Department of Physical Education and Sport, Faculty of Education and Sport-Physical Activity and Sport Sciences Section, University of the Basque Country (UPV/EHU), Vitoria-Gasteiz, Spain

<sup>b</sup> Department of Didactics of Musical, Plastic and Body Expression, University of the Basque Country (UPV/EHU), Bilbao, Spain

<sup>c</sup> Health Sciences, Ontario Technical University, Canada

<sup>d</sup> School of Mechanical Engineering, The University of Adelaide, Australia

<sup>e</sup> College of Health and Life Sciences, Hamad Bin Khalifa University, Doha, Qatar



#### ARTICLE INFO

##### Keywords:

Emergency occupations  
 Load carriage  
 Oxygen consumption  
 Energetic cost  
 Design

#### ABSTRACT

Professional mountain rescue mountain groups use backpack equipment in their professional activities. The velocity of ambulation, gradient, load and the participant's physical characteristics have been described in the scientific literature as influential factors on response to exercise. The purpose of the present systematic review is to assess the protocols used to investigate the effects of backpacks and their influence on physiological responses at laboratory. A total of 14 articles were included in the review. Most research studies indicated participants were not experienced with backpack carriage. We observed a certain threshold on physiological changes in response to exercise was between 20 and 40 kg of backpack load. In conclusion, there is a heterogeneity of protocols used at the laboratory, hampering the comparison between different results. Future research should focus on the design of protocols that reproduce real scenarios of targeted populations.

**Relevance to industry:** Rescue groups, firefighters and military personnel carry load with backpack in emergency interventions. This review analyzes different types of methodological protocols that investigate the influence of backpack load on physiological responses during exercise. The result will help manufacturer design backpacks considering the physiological burden of backpack carriage.

#### 1. Introduction

Medical practitioners, rescue groups, firefighters and military personnel are accustomed to carrying different equipment loads during their day to day activities (Faghy and Brown, 2014; Knapik et al., 1996; Phillips et al., 2016c; Pal et al., 2020). Likewise, other individuals in recreational to sports pursuits also have to combine ambulation with weighted materials in demanding activities such as climbing, hiking or mountaineering (Hinde et al., 2017).

The backpack carrying system seems to be the most efficient way to carry the equipment as well as the best method to avoid injuries (Golriz and Walker, 2011). The load carried in a backpack will be an important factor in the physiological response to exercise and performance during

longer periods of exercise. The backpack load has also a direct impact on the energy expenditure (EE) (Faghy et al., 2016; Huang and Kuo, 2014; Chatterjee et al., 2017). Huang and Kuo (2014) estimated a 7.62 W increase in gait power for every kg of mass added to the backpack.

During physical activity the monitoring of load, can help to minimize the risk of injury and to optimize performance (Liew et al., 2016; Simpson et al., 2011; Li et al., 2019). The load severity appears to have little or no decisive impact in short periods of exercise. However, during longer duration exercise the importance of the load on athlete's performance and well being increases. Therefore, optimally controlling these loads, could help to influence different physiological parameters that are closely related to performance or injury prevention (Cole et al., 2006; Alamoudi et al., 2018).

\* Corresponding author. Glzartea, Kirola eta Ariketa Fisikoa Ikerkuntza Taldea (GIKAFIT) Society, Sports, and Physical Exercise Research Group, Department of Physical Education and Sport, Faculty of Education and Sport-Physical Activity and Sport Sciences Section, University of the Basque Country (UPV/EHU), Lasarte, 71, 01007 Vitoria-Gasteiz, Álava, Spain.

E-mail address: [aitor.pinedo@ehu.es](mailto:aitor.pinedo@ehu.es) (A. Pinedo-Jauregi).

<https://doi.org/10.1016/j.ergon.2021.103227>

Received 25 September 2020; Received in revised form 24 September 2021; Accepted 28 September 2021

Available online 6 October 2021

0169-8141/© 2021 The Authors.

Published by Elsevier B.V. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license

(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Several studies have reported the EE during exercise when backpack load differs in combination with different approaches and protocols. Epstein et al. (1987) used 18 different combinations of slope and weight during running. However, Simpson et al. (2010) used a walking exercise incremental test with 20 kg weight in the backpack and they observed the develop of heart rate and rating of perceived exertion (RPE). These studies analyze the effect of the backpack load in combination with different variables in their experimental design such as ambulation speed, inclination, weight and participant profiles.

One of the variables affecting field simulation protocols is the severity of incline (Cole et al., 2006; Phillips et al., 2016c). Some authors have observed a rise in metabolic cost (W/Kg) rate of  $113 \pm 32\%$  at 10% inclination in comparison to 0% slope (Silder et al., 2012). It has also been demonstrated that these variables may have an impact on the performance in different body aspects, such as physiology or biomechanics (Knapiak et al., 1996; Phillips et al., 2016c; Pal et al., 2014, 2020).

Regarding gait speed, the variation of velocity is as a critical influence on experimental findings. In some cases, the speed used was moderate, ranging from 1.44 km/h to 3.6 km/h. In other experiments, these speeds were two folds higher, reaching velocities of 4.82 km/h to 6.5 km/h, which inflicted different physiological responses and on the participant's performance (Faghy et al., 2016; Phillips et al., 2016c).

The diversity of experimental designs related to speed used in these protocols, makes the comparison between studies difficult. At different intensities, the physiological responses can vary substantially (Gomenika et al., 2016). Some authors justify no normalization of the backpack load to the individual weight because of the pre-established equipment they need to manage in their operations (Holewijn, 1990; Phillips et al., 2016d), whilst Liew et al. (2016) considered normalization of an inclusion criteria in their review with preliminary meta-analysis. Nevertheless, another influential factor was the previous experience of the person relative to the load transported in the backpack, which was associated with biomechanical adaptation and efficiency improvement (Liew et al., 2016).

The diversity of experimental designs, especially the protocols used to analyze the influence of the backpack transportation, impair decision making when choosing the optimal load relative to the objective of the exercising person. The loads were chosen in order to replicate different stress scenarios during rescue operations. Therefore, it would be of great interest for researchers and rescue teams to know what the impact is of each variable in order to design more accurate experimental protocols. Thus, we aimed to perform a systematic review to summarize the protocols used to determine the influence of backpack load on physiological variables.

For that purpose, a systematic review was designed. Firstly, a description of different treadmill protocols used to measure the impact of the backpack on performance was performed. Secondly, backpack load as an independent variable and oxygen uptake and energy expenditure as dependent variables were analyzed. As a result of the latter, we tried to determine the influence of the load on physiological parameters, specifically on  $VO_2$  and EE.

## 2. Methods

### 2.1. Scientific literature identification

This systematic review followed the protocol assessed by Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) (Moher et al., 2009). The review work done by Liew et al. (2016) was used as reference for backpack carrying analysis.

The search method was performed in the following databases: PubMed, Sportdiscuss and Web of Science, on the Jun 30, 2020, including all documents published until this date for: (backpac\* AND load AND walk\*) NOT child\* NOT school. During the searching process no filter for database was used.

For selected items, the inclusion and exclusion criteria were as follows:

#### Inclusion criteria:

1. English language literature.
2. Age of participants, 18 to 65.
3. Research works that included oxygen uptake analysis.
4. The use of symmetric backpacks with both shoulders on posterior plane.
5. Studies performed on treadmills in normoxic conditions.
6. Backpack load as independent variable.
7. The studies must compare at least the gait with backpack vs. with no backpack (control condition).
8. Quasi-experimental studies.

#### Exclusion criteria:

1. Research works that include any type of pathology.
2. Research works that investigate injury risk.
3. Research works that compare backpack materials.
4. Besides backpack transportation, other loads that could influence the results from backpack carrying (accessories, etc.).

### 2.2. Selection procedure

Firstly, a search on databases mentioned previously was performed. Once the search was completed, the relevant studies were imported to the software Endnote X 7.5 (Thomson, Reuters, Carlsbad, CA) At this stage, duplicated references were discarded according to Digital Object Identifier (DOI), title and authorship. Coincidence analysis was manually completed.

As a preliminary screening mechanism, title and abstract were evaluated by a single investigator. In case of doubt, articles were included. In the next step, full text articles were evaluated by two independent investigators that considered the exclusion criteria. The external investigator was consulted in case of disagreement. Selection process results are shown in Fig. 1.

### 2.3. Quality analysis

Each selected article was evaluated by the Physiotherapy Evidence Database (PEDro) (de Morton, 2009) and the Oxford levels of evidence (OCEBM, 2009). In PEDro scale, 11 criteria were taken into account.

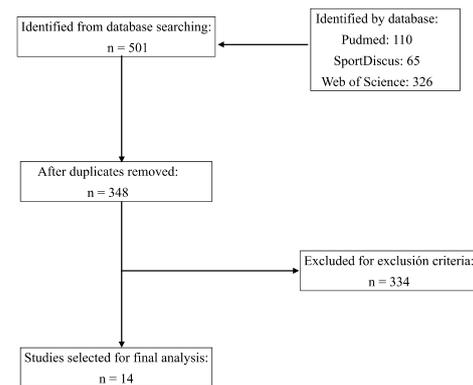


Fig. 1. Selection process.

From the second to the tenth rating scales the evidence can be rated as one or zero points with a potential sum of maximum 10 points. The Oxford Centre for Evidence-based Medicine classifies rates from 1 to 5. The level 1a is the maximum evidence, which is based on meta analyses with randomized studies. Level 5 corresponds to the lowest level and includes opinions of experts. These quality criteria can be seen in Table 1. Quality analysis were evaluated by two independent investigators. Any disagreement was resolved by consultation with external investigator until a final consensus was achieved.

2.4. Data extraction

The information extracted was as follows: authorship and year of publication, sample, experience in backpack carrying, age, body mass and height. Another table was designed in order to extract the characteristics of the studies used in the experiment procedure (Table 3). In this table, the following variables can be seen: type of backpack, backpack mass in absolute values (kg), backpack relative mass to body weight (% BW), inclination (%), speed, duration and results of the studies. The variable speed has been converted to metric values expressed in km/h.

In those cases, where the studies did not show the value, this number has been replaced by means registered in the same study.

3. Results

The searching strategy produced a total amount of 501 references amongst the 3 databases. From these references, 348 was the number of studies excluding the duplicated articles (Fig. 1). Once finalized the eligibility process, 14 studies were finally selected. Exclusion criteria was based on one of the following reasons: type of study, comparison of load method, other accessories added, sample type, analyzed variables and used protocol. In total, 334 studies were excluded.

3.1. Evidence level and level of quality

All selected studies had the same evidence level 3b according to Oxford Scale for Evidence Based Medicine. The quality of the studies was determined by the PEDro Scale obtaining an average of 3.5 points framed in a range between 3 and 4 (Table 1).

3.2. Characteristics of the participants

The samples of selected studies were registered and described in Table 2. Analyzed studies resulted in data from 265 participants aged between 19 and 29 yr,  $74.7 \pm 7.3$  kg. 58 individuals (21.8%) had previous experience with backpack transportation. More detailed characteristics of the participants can be seen in Table 2.

3.3. Protocols

Each study was conducted using a specific protocol (Table 3). Regarding to load carrying, different approaches/methods were observed.

Some studies focused on the relationship between backpack and BM below 30% of it (Faghy et al., 2016; Faghy and Brown, 2014; Gomeñuka et al., 2016) (Phillips et al., 2016c, 2016d) whilst others instead, analyzed the effect of the load greater than 30% of BM. (Epstein et al., 1988; Lyons et al., 2005; Pandoff et al., 1977; Phillips et al., 2016a; Sagiv et al., 2000). A third group was found, using different loading strategies (Gordon et al., 1983) (Goslin and Rorke, 1986; Huang and Kuo, 2014; Phillips et al., 2016c) (Table 2).

With respect to speed, there were two different type of studies, those using constant speeds, and others using a combination of different velocity (Table 3). In studies using constant speeds, there was a common velocity from 3 km/h to 5.4 km/h, showing some higher paces within the same research groups, with some reaching 6.5 km/h (Faghy et al., 2016; Faghy and Brown, 2014). When inclination was analyzed, such pace changing trend was not observed.

In all the studies, 5 min workloads were utilised for each combination of variables. In addition, these combinations were performed on different days. In this type of protocols, maximal incremental tests were excluded.

3.4. Results of the studies

According to results observed in Table 3,  $VO_2$  increased in relationship with the load in the majority of the cases (Epstein et al., 1988; Faghy et al., 2016; Faghy and Brown, 2014; Gordon et al., 1983; Lyons et al., 2005; Phillips et al., 2016a, 2016c, 2016d). In some reports, this relationship is highly related, showing a relative  $VO_2$  relationship with the workload of  $r = 0.995$  ( $p < 0.05$ ) (Gordon et al., 1983).

In the analyzed sample, backpack loads changes ranged from 20 kg

Table 1  
Quality of studies.

Included Study	PEDro escale criterion											Evidence levels	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11		Total
Epstein et al. (1988)	No	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	3	3b
Faghy et al. (2016)	No	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	3	3b
Faghy and Brown (2014)	No	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	3	3b
Gomeñuka et al. (2016)	No	0	0	1	0	0	0	1	0	1	1	4	3b
Gordon et al. (1983)	No	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	3	3b
Goslin and Rorke (1986)	No	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	3	3b
Huang and Kuo (2014)	No	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	3	3b
Lyons et al. (2005)	No	0	0	1	0	0	0	1	0	1	1	4	3b
Pandoff et al. (1977)	No	0	0	1	0	0	0	1	0	1	1	4	3b
Phillips, Ehnes, et al. (2016c)	No	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	3	3b
Phillips, Stickland, Lesser, et al. (2016b)	SI	0	0	1	0	0	0	1	0	1	1	5	3b
Phillips, Stickland, and Petersen (2016a)	No	0	1	0	0	0	0	1	0	1	1	4	3b
Phillips, Stickland, and Petersen (2016d)	No	0	0	1	0	0	0	1	0	1	1	4	3b
Sagiv et al. (2000)	No	0	1	0	0	0	0	1	0	1	1	4	3b

Note. PEDro scale criteria: 1. Eligibility criteria were specified; 2. Random allocation to groups; 3. Concealed allocation; 4. The groups were similar at baseline regarding the most important prognostic indicators; 5. Blinded participants; 6. Researchers administrating therapy were blinded; 7. Evaluators were blinded at least in one of the key outcomes; 8. Measures of at least one key outcome were obtained from more than 85% of the subjects initially allocated to groups; 9. All subjects for whom outcome measures were available received the treatment or control condition as allocated or, where this was not the case, data for at least one key outcome was analyzed by "intention to treat"; 10. The results of between-group statistical comparisons are reported for at least one key outcome; 11. The study provides both point measures and measures of variability for at least one key outcome.


**Table 2**  
 Characteristics of the participants.

Authorship (year)	M/ F	Fitness level	Experience	Age (yr)	BM (kg)	Height (m)
Epstein et al. (1988)	M = 6	Highly trained (endurance)	N/A	19.1 ± 0.1	66.8 ± 4.4	1.83 ± 0.06
Faghy et al. (2016)	M = 8	Active	Recreational	20.9 ± 0.8	75.1 ± 11.6	1.81 ± 0.09
Faghy and Brown. (2014)	M = 19	Active students	N/A	24.7 ± 7.5	83.3 ± 8.9	1.80 ± 0.06
Gomeñuka et al. (2016)	M = 10	Non trained	N/A	23.1 ± 2.9	71.6 ± 6.0	1.78 ± 0.06
Gordon et al. (1983)	M = 10	N/A	N/A	22.2 ± 0.1	71.8 ± 0.8	1.78 ± 0.04
Goslin and Rorke (1986)	M = 10	N/A	N/A	24.3 ± 2.8	72.7 ± 7.5	1.78 ± 0.04
Huang and Kuo (2014)	M = 6 F = 2	N/A	N/A	22.5 ± 0.1	71.1 ± 12.0	1.78 ± 0.06
Lyons et al. (2005)	M = 28	N/A	N/A	30 ± 4	80.3 ± 9.2	1.77 ± 0.06
Pandoff et al. (1977)	M = 6	Trained	N/A	20 ± 0.8	78.2 ± 1.6	1.75 ± 0.02
Phillips, Ehnes, et al. (2016)	M = 19	Active	N/A	27 ± 5	86.9 ± 15.1	1.80 ± 0.07
Phillips, Stickland, Lesser et al. (2016)	M = 18 F = 50	Active	Recreational	27 ± 3	86.9 ± 15.1 85.4 ± 12.1	1.80 ± 0.07 1.83 ± 0.06
Phillips, Stickland, y Petersen (2016a)	M = 14	Active	N/A	24 ± 4	65.5 ± 6.1	1.69 ± 0.07
Phillips, Stickland, y Petersen (2016b)	M = 15	Active	N/A	24 ± 4	65.1 ± 6.5	1.70 ± 0.05
Phillips, Stickland, y Petersen (2016c)	M = 15	Active	N/A	29 ± 3	83.5 ± 9.5	1.82 ± 0.05
Sagiv et al. (2000)	M = 20	Endurance athletes	N/A	19 ± 1	73 ± 6	1.79 ± 0.05

Note. M/F = Male/Female; N/A: not applicable/specified.

to 40 kg (Epstein et al., 1988) (Lyons et al., 2005), representing a range from the 30% BM to 45% of BM. Similarly, Epstein et al. (1988) found significant differences ( $p < 0.01$ ) in the EE between 25 kg and 45 kg. Furthermore, an increase in EE was observed during the whole protocol, whereas 25 kg load remained stable. In agreement with previously mentioned results, Goslin and Rorke (1986) registered changes between 20% and 40% of the BM. Phillips et al. (2016c) obtained results that showed significant differences ( $p < 0.05$ ), and 18% increase in  $VO_2$  between 30 kg and 45 kg as well as 14.5% when the load was between 15 kg and 30 kg.

EE is clearly affected by variables such as speed, inclination and load (Gomeñuka et al., 2016). In the study of Pandoff et al. (1977) there were no differences in the EE between different loads; 32 kg, 42 kg and 50 kg at speeds ranging from 0.72 km/h to 3.66 km/h. However, when examining at EE at different speeds, significant differences were found.

For example, at speeds of 0.72 km/h to 3.66 km/h, there was an increase of the 84.6% of the EE. Phillips et al. (2016c) pointed out the increase of the inclination as a triggering factor for changes in the  $VO_2$ . Precisely, in slopes of 0%, 4% and 10% respectively, the same authors found differences up to 43%, 47% and 55% in the  $VO_2$  between 45 kg and without load (data extraction with WebPlotDigitalizer 4.1 from the original paper. Phillips et al. (2016b) reported small differences ( $p < 0.05$ ) in the absolute  $VO_2$  between 6% and 8% steepness. Sagiv et al. (2000) observed instead that there are significant differences in values of  $VO_2$  related to the BM ( $p < 0.05$ ) regardless the loads between different slopes.

#### 4. Discussion

The results of this review suggest that the majority of the selected studies, in order to detect changes in physiological parameters, used individuals non familiarized with backpack carrying. Regarding the protocols used, different combinations of variables were found such as inclination and weight loads. A trend to use speeds between 3 km/h and 5.4 km/h was observed. All the protocols assessed in this review had a minimum duration of 5 min, where different variables were combined in order to look at changes in different physiological parameters. These physiological demands, appeared to increase when adding carrying loads. Furthermore,  $VO_2$  seems to be closely related to load increase. Likewise, EE increased to a greater extent when loads increased between 20 kg and 40 kg.

In agreement with our initial observation, Liew et al. (2016) stated in their systematic review with meta analysis focused on biomechanical analysis, that most of the studies lacked a sample with experience in backpack carrying. Most of them were students non familiarized with intense backpack activities. Several research have been done with participant accustomed to carrying backpack (Christie and Scott, 2005; Legg et al., 1992; Paul et al., 2015; Simpson et al., 2010). However, these studies recruited professional soldiers, and often, other carrying accessories, might mask the loading effects on the analyzed parameters.

The lack of specificity for backpack carrying, may be due to the fact that little research has been done on groups carrying backpacks without further accessories, since these accessories might mask the isolated effect of backpack carrying.

Besides, the experience on backpack load carriage (Liew et al., 2016) could play a major role, and should be taken into account when the analyzing the results.

The range of speeds of the studies, appears to coincide with those used in experiments with healthy participants 2.6 km/h - 6.12 km/h (Bohannon and Williams Andrews, 2011). However, it could be more accurate to use speeds in which analyzed participants carry out activities with backpacks in order to simulate scenarios that are more realistic (Gomeñuka et al., 2016; Pandoff et al., 1977). This is in concordance when the effect of the incline is analyzed. The inclination has impact on biomechanical parameters (Paul et al., 2016) as well as on physiological responses (Phillips et al., 2016c). Therefore, it could be of interest to simulate slopes that will be more likely to reproduce real scenarios of the targeted groups (rescue teams, hikers etc). In this regard, Gordon et al. (1983) simulated an inclination of 10% because it is what participants of the experiment will face in real scenarios.

Respect to physiological demand, results showed a consensus in  $VO_2$  increasing as carrying load increased. The results are in concordance with those reported by Quesada et al. (2000), showing that for every 15% of increase in the BM, the EE augmented up to 5–6%. Military personnel equipped with military outfit carried out this research work. Plausible explanation for this result, could be that the muscle mass needed to increase its activity in order to keep up the load. Simpson et al. (2011) looked at the muscle activation with different loads, concluding that muscle recruitment increased as the load did. In this study, the activity of vastus lateralis, gastrocnemius and semitendinosus was higher. More specifically, gastrocnemius experimented an increase in its activity of 7%, with a load of 40% of the BM in comparison with



**Table 3**  
Characteristics of the studies.

Author (year)	Dependent variables	Backpack load (kg)	Backpack load to BM (%)	Inclination (%)	Speed (km/h)	Duration of the protocol (min)	Backpack type described	Study results
Epstein et al. (1988)	1/2/3	25/40	37.42/59.88	5	4.32	120 min per combination	N/A	Higher energy expenditure (EE) with 40 kg load than 25 kg ( $p < 0.01$ ). With 40 kg load significantly higher EE ( $r = 0.99$ $p < 0.05$ ). With 25 kg EE was stable at $560 \pm 10$ W. Increased of absolute $VO_2$ as load increased. Change occurred ( $p < 0.05$ ) between 0 and 20 kg.
Faghy et al. (2016)	1/3	0/10/15/20	0/13.3/19.9/26.6	0	6.5	60 min per combination	N/A	Changes in the absolute $VO_2$ ( $p < 0.05$ ) between 0 and 25 kg
Faghy and Brown. (2014)	1/3	0/25	0/30	0	6.5	60 min per combination	N/A	EE is affected by the inclination, speed and load in all conditions ( $p < 0.01$ )
Gomeñuka et al. (2016)	1/2	$17.9 \pm 1.52$	0/25	0	2/3/4.6/6	6 min per combination	N/A	EE is affected by the inclination, speed and load in all conditions ( $p < 0.01$ )
		$17.9 \pm 1.52$	0/25	7/15	1/2/3/4/5			
Gordon et al. (1983)	1/3	0/14.3/21.5/28.7/35.9	0/20/30/40/50	10	4.8	10 min per combination	YES	Relative $VO_2$ showed a linear relationship with the load increase ( $p < 0.05$ ; $r = 0.995$ )
Goslin and Rorke (1986)	1/3	0/14.5/29.08	0/20/40	SE	4.86/6.08	10 min per combination	N/A	% $VO_2$ increased with the work load. There is a change between 20% and 40% of the relative BM for both speeds
Huang and Kuo (2014)	1/2	0/6.82/11.36/15.91/20.45	0/9.59/15.97/22.37/28.7	SE	4.5	8 min per combination	N/A	Participants increased their metabolic power in approximately 7.62 W for every other kg of load
Lyons et al. (2005)	1	0/25/40	0/31.13/49.81	0/3/6/9	4	5 min per combination	N/A	Differences ( $p < 0.01$ ) between 20 and 40 kg in all inclinations on the Energy demand.
Pandoff et al. (1977)	2	32/40/50	40.92/51.15/63.93	SE	0.72/1.44/2.16/2.88/3.6	15 min per combination	YES	No significant differences found in the EE at low speeds in different loads. Differences observed between different speeds ( $p < 0.01$ ).
Phillips, Ehnes, et al. (2016c)	1/3	0/45	0/51.7	Incremental <sup>§</sup>	4.82	Incremental test every 2 min.	YES	$VO_2$ was significantly higher with higher loads. The steeper the inclination, the higher the difference in $VO_2$ values.
	1/3	15/30/45	17.26/34.52/51.78	4	4.82	10 min per combination	YES	$VO_2$ in relationship with the BM + backpack mass: reduction of 4.4% ( $p < 0.05$ ) between 0 and 15 kg and increases ( $p < 0.05$ ) 5.6%, between 0 and 45 kg. In absolute values, the $VO_2$ showed differences ( $p < 0.05$ ) of 11% (0–15 kg), 14.5% (15–30 kg) and 18% (30–45 kg) respectively.
Phillips, Stickland, Lesser et al. (2016b)	1/3	0/25	0/29.7	Increase	4.82	Blake Modified Incremental every 2 min	YES	No differences load and none loads in inclinations between 0 and 4%, in $VO_2$ absolute values. Differences ( $p < 0.05$ ) at 6 and 8%.
Phillips, Stickland, and Petersen (2016a)	1/3	0/25	0/38.16	Increase	5.4	Blake Modified Incremental every 2 min	YES	Decrease ( $p < 0.05$ ) in $VO_{2max}$ (absolute) and relative.
	1/3	0/25	38.4	Constant	5.4	45 min per combination	YES	Increase ( $p < 0.05$ ) absolute $VO_2$ in both loads between 5 and 25 min.
Phillips, Stickland, and Petersen (2016d)	1/3	0/25	0/29.94	Increase	5.4	Blake Modified Incremental every 2 min	YES	Decrease ( $p < 0.05$ ) in $VO_{max}$ (absolute) and relative.
	1/3	0/25	29.94	Constant	5.4	45 min	YES	Higher absolute $VO_2$ ( $p < 0.05$ ) when compared load vs. no load at 45 min. Between 25 and 45 ( $p < 0.05$ ) min also increased in load conditions.
Sagiv et al. (2000)	1/3	0/25/35	0/34.24/47.94	Constant	5	45 min.	N/A	Increase of relative $VO_2$ ( $p < 0.05$ ) when inclination increased at 0-5-10%, with and without load.

Note. N/A = Not applicable; %BM = Body mass percentage; 1 = Oxygen uptake; 2 = Energy expenditure; 3 = Heart rate;  $VO_2$  = Oxygen uptake;  $VO_{2max}$  = Maximal oxygen uptake.

\* Individually assessed for an intensity equivalent to the 67% of the  $VO_{2max}$  of the participant. <sup>§</sup> Inclination increases by +2% every 2 min <sup>#</sup> Inclination increases by +5% every 15 min <sup>®</sup> Not specified what mass is in relationship with.

unloaded condition. These variations might be related to the stability of the lower limb and the impact absorption. In contrast, Al-Khabbaz et al. (2008) showed no changes in muscle activation in relationship with the load. However, it is difficult to compare both studies, due to the differences in participants' state. In the case of the latter, subjects were standing still whereas in the case of Simpson et al. (2011) the sample

was in motion i.e. walking.

For loads between 20 kg and 40 kg, it was found that the maximum recommended load should not exceed the 30% of the BM, representing 22.4 kg in the present study (Haisman, 1988; Simpson et al., 2011). This mass, fits the parameters of the present review for physiological changes. Bigger loads exceeding 40% of the BM, are associated with



A. Pinedo-Jauregi et al.

International Journal of Industrial Ergonomics 86 (2021) 103227

injury risk according to some authors (Simpson et al., 2011). It is important to mention that all reviewed studies are shorter than real scenarios and the assessment of optimal loads could vary on the field.

## 5. Conclusion

In summary, it has been found that a variety of protocols used in the studies make comparison of the data difficult. It seems important for future research works to take into account the characteristics of the real scenario of the targeted groups, in order to improve the design of the protocols, so these protocols can reproduce what participants will face in actual activities.

As a limitation of the present review, occurs due to the inclusion criteria: the use of a treadmill. Field studies would offer more realistic results, but also would deeply affect the interpretation of these studies due to the huge amount of potentially influential factors. Another limitation found, was the exclusion criteria of the impact of backpacks in children. Given our specific interest in leisure and professional activities, targeted samples obligated us to discard underage groups.

The participation of subjects familiarized with the backpack carrying activity also appears to be a critical factor to obtain applicable results.

On the other hand, there appears to be a clear relationship between load and both  $\dot{V}O_2$  and EE, with a critical load increase point of between 20 kg and 40 kg. This could be an accurate starting point for future research works focusing on the effects of backpack load on specific physiological responses and performance outcomes.

In conclusion, this systematic review can help advance new research pathways for more accurate outcomes in the area of backpack load research.

## Funding

This work was supported by The Basque Government to the author APJ with predoctoral grant [PRE\_2019\_2\_0102].

## Declaration of competing interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

## References

- Al-Khabbaz, Y.S., Shimada, T., Hasegawa, M., 2008. The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. *Gait Posture* 28 (2), 297–302. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.002>.
- Alamoudi, M., Travascio, F., Onar-Thomas, A., Eltouky, M., Asfour, S., 2018. The effects of different carrying methods on locomotion stability, gait spatio-temporal parameters and spinal stresses. *Int. J. Ind. Ergon.* 67, 81–88. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.04.012>.
- Bohannon, R.W., Williams Andrews, A., 2011. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy* 97 (3), 182–189. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2010.12.004>.
- Chatterjee, T., Bhattacharyya, D., Pramanik, A., Pal, M., Majumdar, D., Majumdar, D., 2017. Soldiers' load carriage performance in high mountains: a physiological study. *Military Medical Research* 4, 6. <https://doi.org/10.1186/s40779-017-0113-x>.
- Christie, C.J., Scott, P.A., 2005. Metabolic responses of South African soldiers during simulated marching with 16 combinations of speed and backpack load. *Mil. Med.* 170 (7), 619–622. <https://doi.org/10.7205/mlmed.170.7.619>.
- Cole, K., Watts, M., Jensen, R., Teeters, C., 2006. The effects of backpack loading styles on energy expenditure and movement in the sagittal plane during treadmill walking. In: *In International Society of Biomechanics in Sports, Proceedings of XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports 2006*. University of Salzburg, Salzburg, Austria, pp. 633–636. c2006.
- de Morton, N.A., 2009. The PEDro scale is a valid measure of the methodological quality of clinical trials: a demographic study. *Aust. J. Physiother.* 55 (2), 129–133. [https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(09\)70043-1](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(09)70043-1).
- Epstein, Y., Rosenblum, J., Burstein, R., Sawka, M.N., 1988. External load can alter the energy cost of prolonged exercise. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 57 (2), 245–247. <https://doi.org/10.1007/bf00940670>.
- Epstein, Y., Stroschein, L.A., Pandolf, K.B., 1987. Predicting metabolic cost of running with and without backpack loads. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 56 (5), 495–500. <https://doi.org/10.1007/bf00635360>.
- Faghy, M., Blacker, S., Brown, P.L., 2016. Effects of load mass carried in a backpack upon respiratory muscle fatigue. *Eur. J. Sport Sci.* 16 (8), 1032–1038. <https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1202326>.
- Faghy, M., Brown, P., 2014. Thoracic load carriage-induced respiratory muscle fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol.* 114 (5), 1085–1093. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2839-4>.
- Golriz, S., Walker, B., 2011. Can load carriage system weight, design and placement affect pain and discomfort? A systematic review. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* 24 (1), 1–16. <https://doi.org/10.3233/BMR-2011-0275>.
- Gomeñuka, N.A., Bona, R.L., da Rosa, R.G., Peyré-Tartaruga, L.A., 2016. The pendular mechanism does not determine the optimal speed of loaded walking on gradients. *Hum. Mov. Sci.* 47, 175–185. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.03.008>.
- Gordon, M.J., Goslin, B.R., Graham, T., Hoare, J., 1983. Comparison between load carriage and grade walking on a treadmill. *Ergonomics* 26 (3), 289–298. <https://doi.org/10.1080/00140138308963342>.
- Goslin, B.R., Rorke, S.C., 1986. The perception of exertion during load carriage. *Ergonomics* 29 (5), 677–686. <https://doi.org/10.1080/00140138608968302>.
- Haisman, M.F., 1988. Determinants of load carrying ability. *Appl. Ergon.* 19 (2), 111–121. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(88\)90004-X](https://doi.org/10.1016/0003-6870(88)90004-X).
- Hinde, K., Lloyd, R., Low, C., Cooke, C., 2017. The effect of temperature, gradient, and load carriage on oxygen consumption, posture, and gait characteristics. *Eur. J. Appl. Physiol.* 117 (3), 417–430. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3531-7>.
- Holeveijn, M., 1990. Physiological strain due to load carrying. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 61 (3–4), 237–245. <https://doi.org/10.1007/bf00357606>.
- Huang, T.-W.P., Kuo, A.D., 2014. Mechanics and energetics of load carriage during human walking. *J. Exp. Biol.* 217 (Pt 4), 605–613. <https://doi.org/10.1242/jeb.091587>.
- Knapik, J., Harman, E., Reynolds, K., 1996. Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects. *Appl. Ergon.* 27 (3), 207–216. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(96\)00013-0](https://doi.org/10.1016/0003-6870(96)00013-0).
- Legg, S.J., Ramsey, T., Knowles, D.J., 1992. The metabolic cost of backpack and shoulder load carriage. *Ergonomics* 35 (9), 1063–1068. <https://doi.org/10.1080/00140139208967382>.
- Li, S.S.W., Chan, O.H.T., Ng, T.Y., Kam, L.H., Ng, C.Y., Chung, W.C., Chow, D.H.K., 2019. Effects of backpack and double pack loads on postural stability. *Ergonomics* 62 (4), 537–547. <https://doi.org/10.1080/00140139.2018.1552764>.
- Liew, B., Morris, S., Netto, K., 2016. The effect of backpack carriage on the biomechanics of walking: a systematic review and preliminary meta-analysis. *J. Appl. Biomech.* 32 (6), 614–629. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0339>.
- Lyons, J., Allsopp, A., Bilzon, J., 2005. Influences of body composition upon the relative metabolic and cardiovascular demands of load-carriage. *Occup. Med.* 55 (5), 380–384. <https://doi.org/10.1093/occmed/kqi087>.
- Moher, D., Liberati, A., Tetzlaff, J., Altman, D.G., The, P.G., 2009. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *PLoS Med.* 6 (7), e1000097. <https://doi.org/10.1371/journal.pmed.1000097>.
- OCEBM, 2009. Oxford Centre for evidence-based medicine: levels of evidence. Retrieved 2020-09-22 from. <https://www.cebm.net/2009/06/oxford-centre-evidence-based-medicine-levels-evidence-march-2009/>.
- Pal, M.S., Majumdar, D., Pramanik, A., Chowdhury, B., Majumdar, D., 2014. Optimum load for carriage by Indian soldiers on different uphill gradients at specified walking speed. *Int. J. Ind. Ergon.* 44 (2), 260–265. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2013.09.001>.
- Pal, M., Yadav, A., Arya, K., Chatterjee, T., Bhattacharyya, D., Kumar, B., 2020. Optimization of load carriage at desert environment. *Int. J. Ind. Ergon.* 79, 102986. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2020.102986>.
- Pandolf, K.B., Givoni, B., Goldman, R.F., Thomas, T.R., Londeree, B.R., Gerhardt, K.O., Gehrke, C.W., 1977. Predicting energy expenditure with loads while standing or walking very slowly. *J. Appl. Physiol.* 43 (4), 577–581. <https://doi.org/10.1152/jappl.1977.43.4.577>.
- Paul, S., Bhattacharyya, D., Chatterjee, T., Majumdar, D., 2016. Effect of uphill walking with varying grade and speed during load carriage on muscle activity. *Ergonomics* 59 (4), 514–525. <https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1073792>.
- Paul, S., Bhattacharyya, D., Chatterjee, T., Pal, M.S., Majumdar, D., Singh, S.N., Majumdar, D., 2015. Physiological and biochemical responses during incremental uphill load carriage. *Int. J. Ind. Ergon.* 50, 26–33. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2015.08.010>.
- Phillips, D.B., Stickland, M.K., Petersen, S.R., 2016a. Physiological and performance consequences of heavy thoracic load carriage in females. *Appl. Physiol. Nutr. Metabol.* 41 (7), 741–748. <https://doi.org/10.1139/apnm-2016-0002>.
- Phillips, D.B., Stickland, M.K., Lesser, L.A., Petersen, S.R., 2016b. The effects of heavy load carriage on physiological responses to graded exercise. *European Journal of Applied Physiology* volume 116 (2), 275–280. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3280-z>.
- Phillips, D.B., Ehnes, C.M., Stickland, M.K., Petersen, S.R., 2016c. The impact of thoracic load carriage up to 45 kg on the cardiopulmonary response to exercise. *European Journal of Applied Physiology* volume 116 (9), 1725–1734. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3427-6>.
- Phillips, D.B., Stickland, M.K., Petersen, S.R., 2016d. Ventilatory responses to prolonged exercise with heavy load carriage. *Eur. J. Appl. Physiol.* 116 (1), 19–27. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3240-7>.
- Quesada, P.M., Mengelkoch, L.J., Hale, R.C., Simon, S.R., 2000. Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching. *Ergonomics* 43 (3), 293–309. <https://doi.org/10.1080/001401300184413>.
- Sagiv, M., Ben-Gal, S., Ben-Sira, D., 2000. Effects of gradient and load carried on human haemodynamic responses during treadmill walking. *Eur. J. Appl. Physiol.* 83 (1), 47–50. <https://doi.org/10.1007/s004210000250>.



A. Pinedo-Jauregi et al.

*International Journal of Industrial Ergonomics* 86 (2021) 103227

Silder, A., Besier, T., Delp, S.L., 2012. Predicting the metabolic cost of incline walking from muscle activity and walking mechanics. *J. Biomech.* 45 (10), 1842–1849. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.032>.

Simpson, K.M., Munro, B.J., Steele, J.R., 2011. Backpack load affects lower limb muscle activity patterns of female hikers during prolonged load carriage. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 21 (5), 782–788. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.05.012>.

Simpson, R.J., Graham, S.M., Florida-James, G.D., Connaboy, C., Clement, R., Jackson, A.S., 2010. Perceived exertion and heart rate models for estimating metabolic workload in elite British soldiers performing a backpack load-carriage task. *Appl. Physiol. Nutr. Metabol.* 35 (5), 650–656. <https://doi.org/10.1139/h10-053>.

## **8.2. Anexo 2: Physiological stress in flat and uphill walking with different backpack loads in professional mountain rescue crews**

**Referencia:**

Pinedo-Jauregi, A., Quinn, T., Coca, A., Mejuto, G., & Cámara, J. (2022).

Physiological stress in flat and uphill walking with different backpack loads in professional mountain rescue crews. *Applied Ergonomics*, 103, 103784.

<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2022.103784>

Indicadores de calidad del segundo artículo publicado, según *Journal Citation Reports* en el año 2021.

**Revista:** Applied Ergonomics

**ISSN:** 0003-6870

**Abreviación:** Appl Ergon

**EISSN:** 1872-9126

**País:** Inglaterra

### **Journal Citation Reports**

**Categoría:** Ergonomics

**Factor de Impacto de la Revista:** 3,940

**Cuartil:** Q2



Contents lists available at ScienceDirect

Applied Ergonomics

journal homepage: [www.elsevier.com/locate/apergo](http://www.elsevier.com/locate/apergo)



## Physiological stress in flat and uphill walking with different backpack loads in professional mountain rescue crews

Aitor Pinedo-Jauregi<sup>a,\*</sup>, Tyler Quinn<sup>b</sup>, Aitor Coca<sup>c</sup>, Gaizka Mejuto<sup>d</sup>, Jesús Cámara<sup>a</sup>

<sup>a</sup> *Gizartea, Kirola eta Ariketa Fisikoa Ikerkuntza Taldea (GIKAFIT) Society, Sports, and Physical Exercise Research Group, Department of Physical Education and Sport, Faculty of Education and Sport-Physical Activity and Sport Sciences Section, University of the Basque Country (UPV/EHU), Vitoria-Gasteiz, Spain*

<sup>b</sup> *Centers for Disease Control and Prevention, National Institute for Occupational Safety and Health, National Personal Protective Technology Laboratory, Pittsburgh, PA, USA*

<sup>c</sup> *Department of Physical Activity and Sport Sciences, Faculty of Education and Sport, University of Deusto, 48007, Bizkaia, Spain*

<sup>d</sup> *Department of Didactics of Musical, Plastic and Body Expression, University of the Basque Country (UPV/EHU), Bilbao, Spain*

### ARTICLE INFO

#### Keywords:

Load carriage  
 Physiology  
 Physical work capacity  
 Backpack and slope walking

### ABSTRACT

This study aimed to determine the interactive physiological effect of backpack load carriage and slope during walking in professional mountain rescuers. Sixteen mountain rescuers walked on a treadmill at 3.6 km/h for 5 min in each combination of three slopes (1%, 10%, 20%) and five backpack loads (0%, 10%, 20%, 30%, and 40% body weight). Relative heart rate (%HRmax), relative oxygen consumption (%VO<sub>2</sub>max), and rating of perceived exertion (RPE, Borg 1–10 scale) were compared across conditions using two-way ANOVA. Significant differences in %VO<sub>2</sub>max, %HRmax, and RPE across slopes and loads were found where burden increased directly with slope and load (main effect of slope,  $p < 0.001$  for all; main effect of load,  $p < 0.001$  for all). Additionally, significant slope by load interactions were found for all parameters, indicating an additive effect ( $p < 0.001$  for all). Mountain rescuers should consider the physiological interaction between slope and load when determining safe occupational walking capacity.

### 1. Practitioner summary

The propose of this study was to determine the interactive physiological effect of backpack load carriage and terrain slope during walking in professional mountain rescuers. Our results indicate that there is interaction effect between backpack load and slope. Mountain rescuers should consider the physiological interaction to manage safe occupational walk.

### 2. Introduction

Mountain activities and mountain accidents have increased in the last decades (Ballesteros Peña et al., 2019). Therefore, interventions from mountain rescue teams have also risen. Since the survival of an injured person depends very often on the effectiveness of mountain rescuers (Pietsch et al., 2019), the rescuers have to perform effectively in difficult terrain and hostile situations (Pietsch et al., 2019; Tomazin et al., 2012) whilst carrying heavy occupational loads (Godhe et al.,

2020; Drain et al., 2016). The combination of natural environmental hazards and complex job tasks can directly influence the success of the rescue effort as well as compromise the rescuers' safety (Carlton and Orr, 2014). In many cases, rescue teams need to move quickly without any vehicle or aircraft support (Callender et al., 2012), thus emphasizing the importance of their fitness level to carry heavy loads efficiently on challenging and often steep terrain.

Several factors influence the occupational burden of rescue efforts. One is the backpack load that needs to be carried, which may include medical equipment for attending to patients, protection equipment to overcome natural obstacles, or equipment to aid in navigating difficult terrain during adverse weather conditions. Some studies have analyzed the effects of backpack carriage on physiological and psychophysical variables (Pandoff et al., 1977; Drain et al., 2017; Quesada et al., 2000; Huang and Kuo, 2014; Holewijn, 1990; Beekley et al., 2007; Simpson et al., 2011b; Godhe et al., 2020; Gordon et al., 1983; Pimental and Pandolf, 1979). Simpson et al. (2011b) reported significantly increased heart rate (HR) and rating of perceived exertion (RPE, Borg 1–10) when

\* Corresponding author. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education and Sport, (UPV/EHU) Lasarte, 71 01007 Vitoria-Gasteiz, Álava, Spain.

E-mail address: [aitor.pinedo@ehu.es](mailto:aitor.pinedo@ehu.es) (A. Pinedo-Jauregi).

<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2022.103784>

Received 10 November 2021; Received in revised form 1 April 2022; Accepted 15 April 2022

Available online 27 April 2022

0003-6870/© 2022 The Authors. Published by Elsevier Ltd. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).



participants carried 20%, 30%, and 40% body weight (BW) compared to 0% BW ( $\Delta$ HR: 7.4%; RPE: 1.6;  $\Delta$ HR: 6.5%; RPE: 1.5;  $\Delta$ HR: 8.3%; RPE: 3.5, respectively). Moreover, the authors observed significant differences in RPE between 20% and 30% BW as well as between 30% and 40% of BW loads. Furthermore, Gordon et al. (1983) demonstrated that RPE,  $VO_2$  and HR had a significant correlation with added load (0%, 20%, 30%, 40, 50% of BW%).

According to the rescue crew participants some rescue last longer than 4h. Knowing the limits of backpack weight and the effects can help to rescue operations. Recent literature suggests that backpack loads for hiking and mountain walking carried should not exceed 30% of BW (Simpson et al., 2011a; Haisman, 1988; Chatterjee et al., 2017; Nag et al., 1978), because this weight might induce a relative intensity between 35% and 40% of  $VO_{2max}$  (Nag et al., 1978; Haisman, 1988; Chatterjee et al., 2017) and be hard to sustain for periods longer than 4–8 h (Wu and Wang, 2001).

Prior research suggests that  $VO_2$  increases over time when initial work intensity elevates above 50% of  $VO_{2max}$  while carrying a backpack load (Epstein et al., 1988). Epstein et al. (1988) showed that oxygen consumption ( $VO_2$ ) remained constant at 45.5%  $VO_{2max}$  after 120 min of walking with 37% BW load. However, oxygen consumption increased from 52.3%  $VO_{2max}$  to 65.2%  $VO_{2max}$  at the end of 120 min of walking while carrying 59% BW load.

Walking surface conditions can also influence human walking energetic demands (Richmond et al., 2015) and, in particular, the slope of the walking surface has been shown to have a direct effect on RPE,  $VO_2$ , and HR (Sagiv et al., 2000; Crowder et al., 2007; Pellegrini et al., 2015; Hinde et al., 2017; Pal et al., 2014; Minetti et al., 2002). Pellegrini et al. (2015) observed that  $VO_2$  has a significant two-fold increase when walking at 15% slope compared to 0% slope ( $3.85 \pm 0.42$  METs versus  $9.18 \pm 1.08$  METs,  $p < 0.05$ ). Hinde et al. (2017) also found that when walking at 4 km/h with 10% slope,  $VO_2$  increased by 66% compared to 0% slope. It has also been found that HR significantly increases ( $p < 0.05$ ) between 0%, 5%, and 10% slope with no load (Sagiv et al., 2000).

Previous literature has demonstrated that walking on a steeper slope or carrying heavy loads results in greater physiological stress and perceived exertion. In addition, as Pimental and Pandolf (1979) suggested, additive or interaction effects between slope and load carried may exist. It may be practically important when considering the real-world effects on mountain rescuers. It may be that changes to slope in the environment could modify an individual's capacity to carry varying loads and thus affect occupational performance; however, this has not been explored widely. Hinde et al. (2017) found an interaction effect on  $VO_2$  between slope and load but the author only analyzed two loads (without load and 18.5 kg) and two slopes (0% and 10%). Abe et al. (2008) also reported an interaction effect but they only analyzed with 15% of BW.

Additionally, the worker's level of experience with occupational load transport may play an important role in the physiological response to load carrying (Godhe et al., 2020), the experience using a backpack can help to have good mechanical efficiency (Liew et al., 2016). It should be considered that the success of emergency operations is often dependent on rescuer physical performance (Sumann et al., 2020). Especially when considering the duration, typology of task, and occupational loads specific to mountain rescuers, the questions regarding the additive impact of load carriage and slope on physiological and perceptual responses remain unanswered.

Thus, the aim of this study was to determine the effect of the backpack load carriage and walking slope on physiological responses as well as perceived effort in professional mountain rescuers. Therefore, we hypothesized that 1) interaction effects between backpack loads and slopes during walking are expected and are likely to be additive with increasing load and slope and 2) the physiological strain could be severe (>60%  $VO_2$  max) due to the additive effects of backpack load and slope.

### 3. Methods

#### 3.1. Participants

Sixteen males of the Basque Country Professional Mountain Rescue Team (Table 1) participated in the present study. Inclusion criteria were that participants were professional mountain rescuers with no reported health problems or physical injuries. This research was approved by the Ethics Committee for Research on Human Subjects at the University of the Basque Country (CEISH/GIEB) (Ref. 107/2018), and all the participants provided informed consent before starting their participation.

#### 3.2. Procedure

Participants were tested on three different days. The day before measurements, participants were asked to abstain from performing any vigorous physical activity. Participants were also asked to not intake any solids nor liquids 2 h prior to the testing session. Laboratory tests were performed under stable conditions (temperature = 20°C–26°C, relative humidity 45%–55%, and at 539 m above sea level). On the first day, participants completed anthropometric measurements and a maximal incremental running test (MIRT). After resting for 72 h without moderate or vigorous physical activity, on days 2 and 3, the load carriage test (LCT) was conducted. Between day 2 and 3 the participants rested for 48 h. During this time rescuers did not perform moderate or vigorous physical activity.

##### 3.2.1. Preliminary trial

Anthropometry was measured following instructions and general fundamentals of bioimpedance analysis (Khalil et al., 2014). For body mass, the Tanita bioimpedance scale model was used (Tanita, BF-350, Tanita Corp., Tokyo) and for height, the Seca tallimeter (Hamburg, Germany).

The MIRT was performed on a treadmill (ERGelek EG2, Vitoria-Gasteiz, Spain) at 1% slope. After a 7-min warm-up, participants started the test at 8 km/h, and thereafter the speed was increased by 1 km/h every 3 min until volitional exhaustion. A 1-min pause was included between stages (Bentley et al., 2007). All the participants wore t-shirt, shorts, and sports shoes.  $VO_{2max}$  and  $HR_{max}$  were determined during an incremental test.

##### 3.2.2. Load carriage test (LCT)

On days 2 and 3, each participant completed the LCT which consisted of walking at a constant speed (3.6 km/h) for 5 min (Pandoff et al., 1977; Gomenuka et al., 2016) on the treadmill (ERGelek EG2, Vitoria-Gasteiz, Spain) while carrying different backpack loads (0%, 10%, 20%, 30%, and 40% of each participant's BW) at three different slopes (1%, 10%, and 20%). Loads were individualized to measure metabolic cost with the same fixed proportion within each individual (Taylor et al., 2016).

Subjects walked for 5 min (Lyons et al., 2005) and rested for 3 min between stages of each combination of load and slope. The testing order of the slopes and loads were the same for all participants. The test with a fixed backpack load was performed across all slopes. Next, another backpack load was tested across all slopes and so on. The slope and load order were the lowest to the highest. Rescuers did the first 8

**Table 1**  
Characteristics of mountain rescuers.

	Mean	SD	Range
Age (years)	44.2	5.9	33.0–55.0
Height (cm)	176.3	5	167.5–185.9
Weight (kg)	75.3	7.4	65.2–90.4
BMI ( $kg/m^2$ )	25.5	2.1	24–27
$VO_{2max}$ (ml/kg/min)	53.4	5.4	44.2–63.8
$HR_{max}$ (beats/min)	181.7	11.1	168.0–208.3

combinations of the LCT test on the first day and the remaining 7 combinations of the LCT on the second day. The mass of the load was made up of sandbags which were added into the same brand backpack for each participant (Sherpa, Altus, Zaragoza, Spain). In order to reduce the known effect of the mass position (Taylor et al., 2016), sandbags were always put in the same location in the backpack, directly in the bottom. To reduce the risk of injury and increase comfort, all participants used the backpack hip belt (Knapik et al., 2004; Lafandra and Harman, 2004). Participants were not allowed to use any external help (e.g., holding onto the treadmill handrails) during testing and wore the same clothes across all tests.

### 3.3. Measurements

Volume of oxygen consumed ( $VO_2$ , ml/kg/min) was measured continuously in both the MIRT and LCT using the Ergocard breath-by-breath gas analyzer (Ergocard, Medisoft, Sorinnes, Belgium). Before each test, the gas analysis system was calibrated for gas volume and

concentration with reference gasses using a 1L syringe (nSpire Koko, nSpire Health Inc., Longmont, CO, USA). The  $VO_2$  was normalized to each participant's body mass without any extra load (ml/kg/min) and then reported as percent of each participant's maximal oxygen consumption (% $VO_{2max}$ ). The  $VO_{2max}$  values were obtained during MIRT and was considered maximal when three of the following criteria were reached: (1) Respiratory Exchange Ratio >1.1, (2) a plateau in  $VO_2$ , (3) HR within 5 bpm of theoretical maximal HR (220-age), (4) RPE = 10 (Howley et al., 1995). HR was monitored continuously using a pulsometer (Suunto Spartan Sport, Vantaa, Finland) in MIRT test and LCT. In MIRT, the highest HR value was considered maximal HR. In LCT  $VO_2$  and HR were calculated as mean of the last minute at each stage (Austin et al., 2018). RPE was assessed using the Borg scale (0–10) (Borg, 1982) at the end of each stage for LCT.

### 3.4. Statistical analysis

All values are expressed as mean  $\pm$  standard deviation (SD). Data

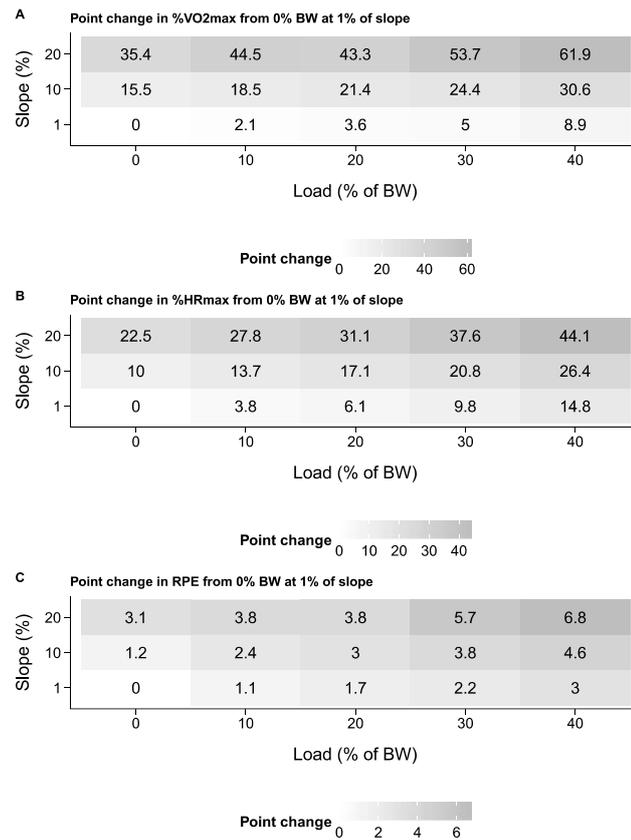


Fig. 1. Point changes in % $VO_{2max}$  (A), %HRmax (B) and RPE (C) from 0%BW without slope across all combinations. %BW = percentage of body weight; RPE = rating of perceived exertion; % $VO_{2max}$  = percentage of maximal volume of oxygen consumption; %HRmax = percentage of maximal heart rate.

analyses were performed using IBM SPSS statistical version 23 (SPSS, Inc, Chicago, Illinois). Normality of data was assessed using the Shapiro-Wilks test. A repeated measures two-way analysis of variance (ANOVA) test was applied to evaluate the effect of slopes (1%, 10%, and 20%) and load (0%, 10%, 20%, 30%, and 40% BW) as well as their interaction effect (slope\*load) on %VO<sub>2</sub>max, %HRmax, and RPE. Bonferroni correction was used for post-hoc pair-wise comparisons. The effect size (ES) of two-way ANOVA effects were calculated using partial eta squared ( $\eta^2$ ). ESs of  $\geq 0.8$ , between 0.8 and 0.5, between 0.5 and 0.2, and  $>0.2$  were considered as large, moderate, small, and trivial, respectively (Cohen, 1988). For all tests, statistical differences were considered significant when  $p < 0.05$ .

**4. Results**

Fig. 1 displayed the interaction between load and slope and indicate a potential additive effect on %VO<sub>2</sub>max, %HRmax, and RPE.

The interaction effects between load\*slope were significant for %VO<sub>2</sub>max ( $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.576$ ). It was observed that %VO<sub>2</sub>max increased with increasing load carriage and slope (Fig. 1A). %VO<sub>2</sub>max at 40% BW and 1% slope was 1.4 times larger than with no load and at 1% slope. Additionally, %VO<sub>2</sub>max at 40% BW at 10% and 20% of slope were 2.5 times and 4 times larger than at 1% slope, respectively. Also, additive effects were observed where the rate of increase in %VO<sub>2</sub>max progressively raised as the slope increased. Specifically, the average rate of change in %VO<sub>2</sub>max between load conditions for 1% slope was 2.2 points whereas the average rate of change was 3.8 points and 6.6 points for the 10% and 20% slope conditions respectively. (Fig. 1A).

The %HRmax showed interaction effects between load\*slope (%HRmax  $p < 0.001$ ; ES = 0.430). %HRmax was 1.6 times higher in 40% BW and 10% slope, 2.1 time higher in 40% BW and 10% slope compared to 0% BW load and 1% slope. In addition, results suggested that there was an additive effect in %HRmax where the average rate of change in %HRmax from one load condition to the next was 3.7, 4.1, and 5.4 points at 1%, 10%, and 20% slopes respectively. (Fig. 1B).

The last variable, RPE, represented interaction effects between load\*slope (RPE  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.330$ ). The measurements were 6.8 points higher in the 40% BW and 20% slope condition compared to 0% load and 1% slope (Fig. 1C). Also, there was an additive effect for RPE where it appears that the rate of increase between load conditions was higher in the high slope conditions than the lower. Specifically, the average rate of increase in RPE at 1% slope was 0.75 points for every increase in load condition while the rate of increase for 10% and 20% slopes was 0.85 and 0.93 points respectively (Fig. 1C).

Table 2, 3 and 4 displayed a main effect of each backpack load and each slope in each variable. The oxygen consumption (Table 2), heart rate (Table 3) and rating of perceived exertion (Table 3) increased with each incremental addition of load and slope. The results of the two-way ANOVA showed significant differences between load (%VO<sub>2</sub>max  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.880$ ; %HRmax  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.906$ ; RPE  $p < 0.001$ ;

$\eta^2 = 0.879$ ) and slope (%VO<sub>2</sub>max;  $P < 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.980$ ; %HRmax  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.978$ ; RPE  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.953$ ). The post-hoc pair-wise comparisons between load at each slope is shown in Tables 2-4. The physiological variables and RPE showed significant increases with +10% BW load increases between 0% and 40% BW at 1%, 10%, and 20% slopes. For all three slopes, it was observed that RPE, %VO<sub>2</sub>max, and %HRmax had significant differences ( $p < 0.05$ ) between 10% BW compared to the unloaded (0% BW) conditions. It was observed that significant differences in %VO<sub>2</sub>max started from 20% BW at 10% of slope (Table 2) in comparison with no load. As for the differences between slopes, the results showed that all variables were significantly different across the three slopes at all loads ( $p < 0.05$  for all).

**5. Discussion**

This is the first study which analyzed the interactive influence of various backpack loads and slopes during walking in professional mountain rescuers. From a practical point of view, information that clarifies this interactive influence specifically in mountain rescuers could contribute to the success of complex emergency rescue procedures in that occupational tasks may require a combination of load carriage and varying terrain. To disentangle this research gap, we compared physiological and perceived exertion responses across various load and slope conditions.

Overall, we observed a direct association between %VO<sub>2</sub>max, %HRmax, and RPE with backpack load and walking slope, which is unsurprising given previous research showing similar direct effects for load (Sagiv et al., 2000; Crowder et al., 2007; Pellegrini et al., 2015; Hinde et al., 2017; Pal et al., 2014; Minetti et al., 2002) and slope (Pandoff et al., 1977; Drain et al., 2017; Quesada et al., 2000; Huang and Kuo, 2014; Holeywijn, 1990; Beekley et al., 2007; Simpson et al., 2011b; Godhe et al., 2020). However, adding to the previous literature, we observed significant interaction effects between load and slope conditions across all three variables measured (%VO<sub>2</sub>max, %HRmax, and RPE).

At 1% slope, when participants carried loads between 0% BW and 40% BW, we observed that %VO<sub>2</sub>max increased from  $20 \pm 2.4\%$  to  $28.9 \pm 5.9\%$  ( $p < 0.05$ ). The %VO<sub>2</sub>max results measured in our participants were similar to those reported by Godhe et al. (2020), where both experienced and unexperienced volunteers took part in the study. In this study, work rates were  $22 \pm 3\%$  and  $26 \pm 3\%$  of VO<sub>2</sub>max while participants carried backpack loads of approximately 20% BW and 40% BW, respectively, while walking at 3 km/h without slope. Likewise, Quesada et al. (2000) observed that VO<sub>2</sub> raised from 30% of VO<sub>2</sub>max without load to 41% of VO<sub>2</sub>max when 12 military soldiers walked at 6 km/h speed with 30% BW load on 0% slope. Additionally, Pandoff et al. (1977), Gordon et al. (1983) and Drain et al. (2017) found a positive relationship between backpack load and VO<sub>2</sub>. Another study has shown a positive linear relationship ( $p < 0.001$ ;  $R^2 = 0.83$ ) between backpack load and rate of metabolic energy expenditure, where metabolic power

**Table 2**  
Effects of different backpack loads on oxygen consumption.

		Oxygen consumption					%VO <sub>2</sub> max				
		ml/kg/min					% of BW				
		% of BW					% of BW				
Slope		0%	10%	20%	30%	40%	0%	10%	20%	30%	40%
1%	10.6	11.7	12.5	13.2	15.2	20.0	22.1	23.5	25.0	28.9	
	$\pm 1.2$	$\pm 1.7$	$\pm 2.1$	$\pm 1.2$	$\pm 2.3$	$\pm 2.4$	$\pm 3.3^*$	$\pm 4.3^*$	$\pm 4.1^{*+}$	$\pm 5.9^{*+}\blacktriangledown\blacklozenge$	
	18.8	20.4	21.9	23.5	26.8	35.5	38.5	41.4	44.3	50.6	
10%	$\pm 2.6$	$\pm 2.8$	$\pm 2.9$	$\pm 2.4$	$\pm 3.1$	$\pm 5.8$	$\pm 6.4$	$\pm 7.1^*$	$\pm 6.1^{*+}$	$\pm 7.2^{*+}\blacktriangledown\blacklozenge$	
	29.3	34.1	33.6	39.1	43.5	55.3	64.4	63.3	73.6	81.8	
	$\pm 2.4$	$\pm 2.7$	$\pm 2.0$	$\pm 3.3$	$\pm 3.2$	$\pm 6.6$	$\pm 9.1^*$	$\pm 6.3^*$	$\pm 8.0^{*+}\blacktriangledown$	$7.1^{*+}\blacklozenge$	

Note: Values mean  $\pm$  SD; %BW = percentage of body weight; %VO<sub>2</sub>max = percentage of maximal volume of oxygen consumption; Significance  $<0.05$  indicate \* (comparison with 0%BW), + (comparison with 10%BW),  $\blacktriangledown$  (comparison with 20%BW),  $\blacklozenge$  (comparison with 30%BW).



**Table 3**  
Effects of different backpack loads on heart rate.

		Heart rate					%HRmax				
		Beats/min					% of BW				
		0%	10%	20%	30%	40%	0%	10%	20%	30%	40%
Slope	1%	72.4 ±4.9	79.1 ±7.0	83.6 ±7.9	90.1 ±9.1	99.3 ±11.9	39.9 ±3.2	43.6 ±3.8*	45.9 ±3.9* <sup>‡</sup>	49.7 ±4.8* <sup>‡</sup> ▼	54.7 ±5.2* <sup>‡</sup> ▼♦
	10%	90.2 ±5.9	97.5 ±7.8*	103.5 ±10.1* <sup>‡</sup>	109.9 ±10.1* <sup>‡</sup> ▼	120.5 ±15.5* <sup>‡</sup> ▼♦	49.9 ±3.7	53.6 ±4.3*	56.9 ±5.2* <sup>‡</sup>	60.7 ±5.2* <sup>‡</sup> ▼	66.3 ±7.4* <sup>‡</sup> ▼♦
	20%	113.1 ±8.6	123.0 ±10.4	128.4 ±11.1	140.5 ±13.9	152.1 ±15.9	62.4 ±5.0	67.7 ±5.9*	70.9 ±6.8* <sup>‡</sup>	77.5 ±7.1* <sup>‡</sup> ▼	83.9 ±8.2* <sup>‡</sup> ▼♦

Note: Values mean ± SD; %BW = percentage of body weight; %HRmax = percentage of maximal heart rate; Significance <0.05 indicate \* (comparison with 0%BW), <sup>‡</sup> (comparison with 10%BW), ▼ (comparison with 20%BW), ♦ (comparison with 30%BW).

**Table 4**  
Effects of different backpack loads on rating of perceived exertion.

		RPE				
		Borg (0–10)				
		%BW				
		0%	10%	20%	30%	40%
Slope	1%	1.8 ±0.8	3.0 ±0.9*	3.6 ±1.0* <sup>‡</sup>	4.4 ±1.0* <sup>‡</sup> ▼	5.1 ±1.2* <sup>‡</sup> ▼♦
	10%	1.8 ±0.8	3.0 ±0.9*	3.6 ±1.0* <sup>‡</sup>	4.4 ±1.0* <sup>‡</sup> ▼	5.1 ±1.2* <sup>‡</sup> ▼♦
	20%	3.7 ±0.7	4.3 ±0.9*	4.4 ±1.0*	6.3 ±1.1* <sup>‡</sup> ▼	7.3 ±1.3* <sup>‡</sup> ▼♦

Note: Values mean ± SD; %BW = percentage of body weight; RPE = rating of perceived exertion; Significance <0.05 indicate \* (comparison with 0%BW), <sup>‡</sup> (comparison with 10%BW), ▼ (comparison with 20%BW), ♦ (comparison with 30%BW).

increased by 7.62 W for each additional 1 kg added to the backpack load (Huang and Kuo, 2014). At 10% slope, the current study observed that the physiological burden was higher in 40% BW loads compared to 0% BW (0% BW: %VO<sub>2</sub>max = 35.5 ± 5.8, 40% BW: %VO<sub>2</sub>max = 50.6 ± 7.2). Additionally, Sagiv et al. (2000) observed that walking at 5 km/h with 25 kg and 35 kg at 10% slope caused a raise in VO<sub>2</sub> (25 kg load, +90% VO<sub>2</sub>; 35 kg load, +112% VO<sub>2</sub>). In the current study, the intensity was 55.3% VO<sub>2</sub>max without load at 20% slope and raised to 81.8 % VO<sub>2</sub>max with a 40% BW load.

The HR at 1% slope HR raised from 39.9 ± 3.2 (without load) to 54.7 ± 5.2 %HRmax (40% of BW)(p < 0.001). A similar result has been observed where HR increases with added loads (Quesada et al., 2000; Gordon et al., 1983). At 10% slope, the current study observed that HR burden was higher in 40% BW loads compared to 0% BW (0% BW: % HRmax = 49.9 ± 3.7; 40% BW: %HRmax = 66.3 ± 7.4). One previous study observed that walking at 5 km/h with 25 kg and 35 kg at 10% slope caused a raise in HR (25 kg load, +23% HR; 35 kg load, +38% HR) (Sagiv et al., 2000). Moreover, HR increased from 62.4%(without load) to 83.9% of HRmax (40% of BW) when walking at 20% of slope.

When considering RPE, the results showed that increases in RPE were not more than 3.6 even when participants carried 40% BW compared to 0% BW when walking without slope. At 10% of slope, there was also an increase in RPE across load conditions that reached “heavy” at 40% BW. Also, RPE reached “strong” at 40% of BW in the steepest slope. In a similar study, RPE increased incrementally with added load. Simpson et al. (2011b) compared different loads (0%, 20%, 30%, and 40% BW) and found significant differences in RPE between all loads at 0% slope. Also, Gordon et al. (1983) showed that RPE had a significant correlation with the added load when walking.

In our research, we found that successive increases of 10% slope increases physiological variables and RPE, independently of the backpack load (i.e., 0%, 10%, 20%, 30%, and 40% BW). These results are consistent with findings from previous studies (Sagiv et al., 2000;

Crowder et al., 2007; Pellegrini et al., 2015; Hinde et al., 2017; Pal et al., 2014). Crowder et al. (2007) observed a similarly significant raise of HR and VO<sub>2</sub> (p < 0.05) across conditions when participants walked at 6 km/h on different slopes (0%, 5%, and 10%) with approximately 30% BW load. Moreover, Pellegrini et al. (2015) observed that V̇O<sub>2</sub> increased two-fold (15 vs. 30 ml/kg/min) when changed from walking at 4 km/h at 0% slope to 15% slope.

These increases in physiological demands when walking at increased slopes might be due to a decrease in mechanical walking efficiency, by affecting the kinetic and gravitational potential energy exchanged (Ludlow and Weyand, 2017). As a result, there is poor walking economy when slope increases, as previously studied (Ludlow and Weyand, 2017). For instance, walking at 9% slope caused a 63% decrease in walking economy that represented a 1.77 J/kg/step increase in energy expenditure (Gottschall and Kram, 2006). Nevertheless, positive slopes affect walking mechanics in a way that changes hip, knee, and ankle extension and associated muscle activation compared to walking on flat terrain (Franz and Kram, 2012).

In order to simulate real-world scenarios that likely have dynamic slope and load conditions, analyzing the interaction between slope and backpack load is considered of paramount importance. We observed significant interactions between slope\*load on %VO<sub>2</sub>max, %HRmax, and RPE. Furthermore, an additive effect was observed in the interaction where the increase in burden from increasing slope may be further aggravated by higher loads and vice versa. The results from the present study are also in agreement with previous findings (Abe et al., 2008; Abe et al., 2008; Hinde et al., 2017), where interaction effect was found on VO<sub>2</sub> between slope (0% and 10%) and load (without load and 18.5 kg) walking at 4 km/h. The current study’s findings expand on these previous findings by using more diverse slope and load conditions as well as utilizing a sample of professional mountain rescuers. Thus, the result of this study also supported our first hypothesis showing a significant interaction effect between backpack loads and slope.

The results for 1% slope suggest that the effect of backpack loads at 10% slope may be more impactful on work performance than at 1% slope due to the greater influence in physiological and perceptual stress. Epstein et al. (1988) recommended not exceeding 50% VO<sub>2</sub>max to maintain stable oxygen consumption; however, in long-duration tasks (4–8 h), other researchers recommended that work rate should be maintained below 43.5% and 34% VO<sub>2</sub>max, respectively (Wu and Wang, 2001). When considering our results within the context of these recommendations, at 10% slope it would not be advisable to carry more than 30% of BW to maintain stable oxygen consumption (<50% VO<sub>2</sub>max) across long-duration work tasks.

According to our results, time to exhaustion would be limited to less than 4 h when walking at 20% slope with 40% BW because the initial work intensity is well above 50% VO<sub>2</sub>max (Epstein et al., 1988). It is known that above to 60% VO<sub>2</sub> max intensity, starting different physiological events has the potential for severe consequences (e.g. Hydrogen ions accumulation, glycogen depletion). As a result, the events directly



affect athlete fatigue and compromise effort duration (e.g. 1–3 h duration time at 60–70%  $\text{VO}_2$  max).

The result of this study supported in part the second hypothesis, depending on the combination of slope and backpack load the physiological and perceptual strain change from light to heavy.

In summary, during mountain rescue activities, the slopes that rescuers are exposed to are unpredictable, highly variable, and often out of the rescuer's control. Nevertheless, backpack loads of each rescuer can be changed via administrative and policy controls that could minimize total operator fatigue. For this reason, the results of this study suggest that rescuers not carry more than 20% of BW on the backpack so their performance would not be compromised when working at any slope tested within the current study (0%, 10%, or 20%). However, other factors must also be considered. For example, characteristics of the rescue activities (speed, duration, terrain, clothing, and weather) could change the effect of 20% of BW across varying slopes (Haisman, 1988). Maximal work duration at a given intensity may also be affected by other factors such as muscle discomfort without being reflected in  $\text{VO}_2$  (Drain et al., 2016).

## 6. Limitations

There are several limitations to this research that must be considered. First, we used a convenience sample of only participants representing one professional mountain rescue team. This male only sample population may not be representative of the global mountain rescuer population, therefore limiting the external validity of this study. Experience level may also play a role on how these loads and slopes impact individual physiological responses. Since all participants in this study were professional mountain rescuers, the results may not apply directly to new recruits or inexperienced workers. Secondly, to limit potential participant fatigue, the protocol may have benefited from being divided across more than two days. While this was not practically feasible in the current study, future studies should consider this limitation. Additionally, real-world mountain rescuer tasks may be completed in high-altitude environments, which may significantly impact the physiological responses observed. Future research may consider a similar analysis with the addition of hypoxic or hypobaric conditions. While varying backpack load placement or distribution was not the focus of this study, it may significantly impact the balance and stability of the worker and should be considered in future examinations. The testing order during the LCT was not randomized as to align with previously described procedures (Lyons et al., 2005), and the lack of randomization could have presented bias to the study results. However, according to relative intensity that is shown in the results, only the last three combinations may have been affected by cumulative fatigue. The results of the last three combinations may be overestimated. Thus, the findings at 40% of BW must be taken with caution. It is known that  $\text{VO}_2$ max with a backpack load (25 kg) may be 2.5% points less than without load (Phillips et al., 2016). Nevertheless, no studies have been found where the effect of loads ranging from 1% to 40% of BW was measured. Unfortunately, it was not practically feasible for us to measure  $\text{VO}_2$ max with each backpack load. Lastly, this study was limited by short durations of testing at each condition (5 min). While these data are useful as a basis to predict the physiological impact during real-world occupational scenarios, longer durations of effort as would be seen during rescue efforts may have a different impact on the workers' response and therefore should be studied in the future.

## 7. Conclusions

This study is unique in analyzing the physiological and perceptual effects of load carriage as well as slope in professional mountain rescuers. The increase in load carried and slope significantly and directly impacted both physiological and perceived exertion variables during walking, and subsequently, can be predicted to reduce maximal work

capacity. Interestingly, significant slope by load interaction effects revealed a potential additive effect of slope and load that should be considered in occupational application and load recommendations. To demonstrate, while walking at 1% of slope without load and with 40% BW load did not seem to present a meaningful physiological obstacle to completing rescuer worker activities for long durations, walking at 10% and 20% slope when carrying a 40%BW load may present a physiological strain that limits work time. Consideration should be given to these physiological and perceptual implications when developing and implementing administrative policies for load carriage in different environments for professional mountain rescuers.

## Funding

This work was supported by the Basque Government with predoctoral grants (Pre\_2019\_2\_0102).

## Disclaimer

The findings and conclusions in this report are those of the author(s) and do not necessarily represent the official position of the National Institute for Occupational Safety and Health, Centers for Disease Control and Prevention. Mention of any company or product does not constitute endorsement by the National Institute for Occupational Safety and Health, Centers for Disease Control and Prevention.

## Declaration of competing interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

## Acknowledgments

The authors would like to thank the Department of Security of the Basque Government for providing access to professional mountain rescuers. Special thanks to "UVR/ZEU" mountain rescuers for their implication and participation in the study. APJ was supported by a Basque Government grant (Pre\_2019\_2\_0102). Also, thanks to the Department of Physical Education and Sport and Faculty of Education and Sport (UPV/EHU) for supporting and providing facilities to carry out the study. Moreover, the authors gratefully acknowledge the support of a Spanish government subproject mixed method approach on performance analysis (in training and competition) in elite and academy sport [PGC2018-098742-B-C33] (2019–2021) of the Ministry of Science, Innovation and Universities (MCIU), the State Research Agency (AEI) and the European Regional Development Fund (EDRF).

## References

- Abe, D., Muraki, S., Yasukouchi, A., 2008. Ergonomic effects of load carriage on energy cost of gradient walking. *Appl. Ergon.* 39 (2), 144–149. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2007.06.001>.
- Austin, C.L., Hokanson, J.F., McGinnis, P.M., Patrick, S., 2018. The relationship between running power and running economy in well-trained distance runners. *Sports* 6 (4), 142. <https://doi.org/10.3390/sports6040142>.
- Ballesteros Peña, S., Arriba Herrero, M., Artigues, Javares, S. P., Alonso Pinillos, A., Ituarte Azpiazu, I., 2019. Changes in mountain accidents and incidents in the Basque Country: 1996–2016. *Emergencias* 31 (2), 141–142. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30963745>.
- Beekley, M.D., Alt, J., Buckley, C.M., Duffey, M., Crowder, T.A., 2007. Effects of heavy load carriage during constant-speed, simulated, road marching. *Mil. Med.* 172 (6), 592–595. <https://doi.org/10.7205/mlmed.172.6.592>.
- Bentley, D.J., Newell, J., Bishop, D., 2007. Incremental exercise test design and analysis: implications for performance diagnostics in endurance athletes. *Sports Med.* 37 (7), 575–586. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737070-00002>.
- Borg, G.A., 1982. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med. Sci. Sports Exerc.* 14 (5), 377–381. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7154893>.
- Callender, N., Ellerton, J., MacDonald, J.H., 2012. Physiological demands of mountain rescue work. *Emerg. Med. J.* 29 (9), 753–757. <https://doi.org/10.1136/emmermed-2011-200485>.



A. Pinedo-Jauregi et al.

Applied Ergonomics 103 (2022) 103784

- Carlton, S.D., Orr, R.M., 2014. The impact of occupational load carriage on carrier mobility: a critical review of the literature. *Int. J. Occup. Saf. Ergon.* 20 (1), 33–41. <https://doi.org/10.1080/10803548.2014.11077025>.
- Chatterjee, T., Bhattacharyya, D., Pramanik, A., Pal, M., Majumdar, D., Majumdar, D., 2017. Soldiers' load carriage performance in high mountains: a physiological study. *Mil. Med. Res.* 4 (6) <https://doi.org/10.1186/s40779-017-0113-x>.
- Cohen, J., 1988. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2 ed. Lawrence Erlbaum Associates.
- Crowder, T.A., Beckley, M.D., Sturdivant, R.X., Johnson, C.A., Lumpkin, A., 2007. Metabolic effects of soldier performance on a simulated graded road march while wearing two functionally equivalent military ensembles. *Mil. Med.* 172 (6), 596–602. <https://doi.org/10.7205/MILMED.172.6.596>.
- Drain, J., Billing, D., Neesham-Smith, D., Aisbett, B., 2016. Predicting physiological capacity of human load carriage - a review. *Appl. Ergon.* 52, 85–94. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.07.003>.
- Drain, J.R., Aisbett, B., Lewis, M., Billing, D.C., 2017. The Pandolf equation underpredicts the metabolic rate of contemporary military load carriage. *J. Sci. Med. Sport* 20 (Suppl. 4), S104–S108. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.08.009>.
- Epstein, Y., Rosenblum, J., Burstein, R., Sawka, M.N., 1988. External load can alter the energy cost of prolonged exercise. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 57 (2), 243–247. <https://doi.org/10.1007/bf00640670>.
- Franz, J.R., Kram, R., 2012. The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait Posture* 35 (1), 143–147. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.025>.
- Godhe, M., Helge, T., Mattsson, C.M., Ekblom, Ö., Ekblom, B., 2020. Physiological factors of importance for load carriage in experienced and inexperienced men and women. *Mil. Med.* <https://doi.org/10.1093/milmed/usaa050>.
- Gomeniuka, N.A., Bona, R.L., da Rosa, R.G., Peyré-Tartaruga, L.A., 2016. The pendular mechanism does not determine the optimal speed of loaded walking on gradients. *Hum. Mov. Sci.* 47, 175–185. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.03.008>.
- Gordon, M.J., Goslin, B.R., Graham, T., Hoare, J., 1983. Comparison between load carriage and grade walking on a treadmill. *Ergonomics* 26 (3), 289–298. <https://doi.org/10.1080/00140138308963342>.
- Gottschall, J.S., Kram, R., 2006. Mechanical energy fluctuations during hill walking: the effects of slope on inverted pendulum exchange. *J. Exp. Biol.* 209 (Pt 24), 4895–4900. <https://doi.org/10.1242/jeb.02584>.
- Haisman, M.F., 1988. Determinants of load carrying ability. *Appl. Ergon.* 19 (2), 111–121. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(88\)90004-X](https://doi.org/10.1016/0003-6870(88)90004-X).
- Hinde, K., Lloyd, R., Low, C., Cooke, C., 2017. The effect of temperature, gradient, and load carriage on oxygen consumption, posture, and gait characteristics. *Eur. J. Appl. Physiol.* 117 (3), 417–430. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3531-7>.
- Holewijn, M., 1990. Physiological strain due to load carrying. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 61 (3–4), 237–245. <https://doi.org/10.1007/bf00357606>.
- Howley, E.T., Bassett, D.R., Welch, H.G., 1995. Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27 (9), 1292–1301. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8531628>.
- Huang, T.-W.P., Kuo, A.D., 2014. Mechanics and energetics of load carriage during human walking. *J. Exp. Biol.* 217 (Pt 4), 605–613. <https://doi.org/10.1242/jeb.091587>.
- Khalil, S., Mohhtar, M., Ibrahim, F., 2014. The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases. *Sensors* 14 (6), 10895–10928. <https://doi.org/10.3390/s140610895>.
- Knapik, J.J., Reynolds, K.L., Harman, E., 2004. Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. *Mil. Med.* 169 (1), 45–56. <https://doi.org/10.7205/milmed.169.1.45>.
- Lafandra, M., Harman, E., 2004. The distribution of forces between the upper and lower back during load carriage. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36 (3), 460–467. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000117113.77904.46>.
- Liew, B., Morris, S., Netto, K., 2016. The effect of backpack carriage on the biomechanics of walking: a systematic review and preliminary meta-analysis. *J. Appl. Biomech.* 32 (6), 614–629. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0339>.
- Ludlow, L.W., Weyand, P.G., 2017. Walking economy is predictably determined by speed, grade, and gravitational load. *J. Appl. Physiol.* 123 (5), 1288–1302. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00504.2017>.
- Lyons, J., Allsopp, A., Bilzon, J., 2005. Influences of body composition upon the relative metabolic and cardiovascular demands of load-carriage. *Occup. Med.* 55 (5), 380–384. <https://doi.org/10.1093/occmed/kqi087>.
- Minetti, A.E., Moia, C., Roi, G.S., Susta, D., Ferretti, G., 2002. Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *J. Appl. Physiol.* 93 (3), 1039–1046. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01177.2001>.
- Nag, P.K., Sen, R.N., Ray, U.S., 1978. Optimal rate of work for mountaineers. *J. Appl. Physiol.* 44 (6), 952–955. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.1978.44.6.952>.
- Pal, M.S., Majumdar, D., Pramanik, A., Chowdhury, B., Majumdar, D., 2014. Optimum load for carriage by Indian soldiers on different uphill gradients at specified walking speed. *Int. J. Ind. Ergon.* 44 (2), 260–265. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2013.09.001>.
- Pandolf, K.B., Givoni, B., Goldman, R.F., Thomas, T.R., Londeree, B.R., Gerhardt, K.O., Gehrke, C.W., 1977. Predicting energy expenditure with loads while standing or walking very slowly. *J. Appl. Physiol.* 43 (4), 577–581. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.1977.43.4.577>.
- Pellegrini, B., Peyré-Tartaruga, L.A., Zoppiroli, C., Bortolan, L., Bacchi, E., Figard-Fabre, H., Schena, F., 2015. Exploring Muscle Activation during Nordic Walking: a Comparison between Conventional and Uphill Walking. *PLoS One* 10(9), e0138906. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0138906>.
- Phillips, D.B., Stickland, M.K., Lesser, I.A., Petersen, S.R., 2016. The effects of heavy load carriage on physiological responses to graded exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 116 (2), 275–280. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3280-z>.
- Pietsch, U., Strapazzon, G., Ambühl, D., Lischke, V., Rauch, S., Knapp, J., 2019. Challenges of helicopter mountain rescue missions by human external cargo: need for physicians onsite and comprehensive training. *Scand. J. Trauma Resuscitation Emerg. Med.* 27 (1) <https://doi.org/10.1186/s13049-019-0598-z>, 17.
- Pimental, N.A., Pandolf, K.B., 1979. Energy expenditure while standing or walking slowly uphill or downhill with loads. *Ergonomics* 22 (8), 963–973. <https://doi.org/10.1080/00140137908924670>.
- Quesada, P.M., Mengelkoch, L.J., Hale, R.C., Simon, S.R., 2000. Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching. *Ergonomics* 43 (3), 293–309. <https://doi.org/10.1080/001401300184413>.
- Richmond, P.W., Potter, A.W., Santee, W.R., 2015. Terrain factors for predicting walking and load carriage energy costs: review and refinement. *J. Sport Hum. Perform.* 3, 1–26.
- Sagiv, M., Ben-Gal, S., Ben-Sira, D., 2000. Effects of gradient and load carried on human haemodynamic responses during treadmill walking. *Eur. J. Appl. Physiol.* 83 (1), 47–50. <https://doi.org/10.1007/s004210000250>.
- Simpson, K.M., Munro, B.J., Steele, J.R., 2011a. Backpack load affects lower limb muscle activity patterns of female hikers during prolonged load carriage. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 21 (5), 782–788. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.05.012>.
- Simpson, K.M., Munro, B.J., Steele, J.R., 2011b. Effect of load mass on posture, heart rate and subjective responses of recreational female hikers to prolonged load carriage. *Appl. Ergon.* 42 (3), 403–410. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2010.08.018>.
- Sumann, G., Moens, D., Brink, B., Brodmann Maeder, M., Greene, M., Jacob, M., Koirala, P., Zafren, K., Ayala, M., Musi, M., Oshiro, K., Sheets, A., Strapazzon, G., Macias, D., Paal, P., 2020. Multiple trauma management in mountain environments - a scoping review: evidence based guidelines of the International Commission for Mountain Emergency Medicine (ICAR MedCom). Intended for physicians and other advanced life support personnel. *Scand. J. Trauma Resuscitation Emerg. Med.* 28 (1) <https://doi.org/10.1186/s13049-020-00790-1>, 117.
- Taylor, N.A.S., Peoples, G.E., Petersen, S.R., 2016. Load carriage, human performance, and employment standards. *Appl. Physiol. Nutr. Metabol.* 41 (6), S131–S147. <https://doi.org/10.1139/apnm-2015-0486>.
- Tomazin, I., Vognuti, M., Ellerton, J., Reisten, O., Sumann, G., Kersnik, J., 2012. Factors impacting on the activation and approach times of helicopter emergency medical services in four Alpine countries. *Scand. J. Trauma Resuscitation Emerg. Med.* 20 (56) <https://doi.org/10.1186/1757-7241-20-56>.
- Wu, H.C., Wang, M.J., 2001. Determining the maximum acceptable work duration for high-intensity work. *Eur. J. Appl. Physiol.* 85 (3–4), 339–344. <https://doi.org/10.1007/s004210100453>.

## 8.3. Anexo 3: Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions

### Referencia:

Pinedo-Jauregi, A., Garcia-Tabar, I., Carrier, B., Navalta, J. W., & Cámara, J. (2022).

Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions. *Gait & Posture*, 92, 277-283.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.041>

Indicadores de calidad del tercer artículo publicado, según *Journal Citation Reports* en el año 2021.

**Revista:** Gait & Posture

**ISSN:** 0966-6362

**Abreviación:** Gait Posture

**EISSN:** 1879-2219

**País:** Irlanda

### Journal Citation Reports

**Categoría:** Sport sciences

**Factor de Impacto de la Revista:** 2,746

**Cuartil:** Q3



Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

journal homepage: [www.elsevier.com/locate/gaitpost](http://www.elsevier.com/locate/gaitpost)



## Reliability and validity of the Stryd Power Meter during different walking conditions

Aitor Pinedo-Jauregi<sup>a,2</sup>, Ibai Garcia-Tabar<sup>a,b,\*,1</sup>, Bryson Carrier<sup>c,3</sup>, James W. Navalta<sup>c,4</sup>, Jesús Cámara<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup> Society, Sports and Physical Exercise Research Group (GIKAFIT), Department of Physical Education and Sport, University of the Basque Country (UPV/EHU), Vitoria-Gasteiz, Spain

<sup>b</sup> Biobara, GIKAFIT, Vitoria-Gasteiz, Basque Country, Spain

<sup>c</sup> Department of Kinesiology and Nutrition Sciences, University of Nevada, Las Vegas, Las Vegas NV, USA

### ARTICLE INFO

**Keywords:**  
 Wearable  
 Spatiotemporal parameters  
 Biomechanics  
 Accelerometer  
 Foot pod

### ABSTRACT

**Background:** The Stryd Power Meter is gaining special interest for on-field gait analyses due to its low-cost and general availability. However, the reliability and validity of the Stryd during walking on positive slopes using different backpack loads have never been investigated.

**Research question:** Is the Stryd Power Meter reliable and valid for quantifying gait mechanics during walking on positive inclines and during level walking incorporating load carriage?

**Methods:** Seventeen participants from a police force rescue team performed 8 submaximal walking trials for 5-min at 3.6 km·h<sup>-1</sup> during different positive slope (1%, 10% and 20%) and backpack load (0%, 10%, 20%, 30% and 40% of body mass) conditions. Two Stryd devices were utilized for reliability analyses. Validity of cadence and ground contact time (GCT) were analyzed against a gold standard device (Optojump).

**Results:** The Stryd demonstrated acceptable reliability [mean bias: < 2.5%; effect size (ES): < 0.25; standard error of the mean: < 1.7%; r: > 0.76] for power, cadence, and GCT. Validity measures (mean bias: < 0.8%; ES: < 0.07; r: > 0.96; Lin's Concordance Coefficient: 0.96; Mean Absolute Percent Error: < 1%) for cadence were also found to be acceptable. The Stryd overestimated (P < 0.001; ES: > 5.1) GCT in all the walking conditions. A significant systematic positive bias (P < 0.022; r = 0.56–0.76) was found in 7 conditions.

**Significance:** The Stryd Power Meter appears to produce reliable measurements for power output, cadence and GCT. The Stryd produced valid measurements for cadence during walking on positive slopes and during level walking with a loaded backpack. However, the Stryd is not valid for measuring GCT during these walking conditions. This study adds novel data regarding the reliability and validity of this device and might be of particular interest for scientists, practitioners, and first responders seeking reliable devices to quantify gait mechanics during walking.

### 1. Introduction

Gait analyses are commonly used in clinical settings for injury prevention, health and wellness, and sport performance. These analyses are usually performed under controlled laboratory settings [1]. Certain barriers (cost, specificity of training) to this artificial setting can be

partially overcome by using newer wearable technology to determine movement patterns in real-world environments [2]. While laboratory-based measurements will always have a place in sport performance, clinical analysis and other domains, there are many advantages to complement lab-based measurements with real-world measurements [3]. This includes larger amounts of data, and lower cost

\* Correspondence to: Department of Physical Education and Sport, Faculty of Education and Sport, University of the Basque Country (UPV/EHU), Portal de Lasarte, 71-01007 Vitoria-Gasteiz, Spain.

E-mail addresses: [ibai.garcia@ehu.eus](mailto:ibai.garcia@ehu.eus), [ibai.garcia.tabar@gmail.com](mailto:ibai.garcia.tabar@gmail.com) (I. Garcia-Tabar).

<sup>2</sup> ORCID: 0000-0002-7939-297X

<sup>1</sup> ORCID: 0000-0002-8553-8154

<sup>3</sup> ORCID: 0000-0002-7786-4240

<sup>4</sup> ORCID: 0000-0002-4445-7614

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.041>

Received 19 July 2021; Received in revised form 28 November 2021; Accepted 30 November 2021

Available online 3 December 2021

0966-6362/© 2021 Elsevier B.V. All rights reserved.



measurements in field settings [2].

Commercially available technology for on-field gait analyses is growing dramatically. Inertial measurement units (IMUs), such as the Stryd Power Meter, are gaining special interest due to their low-cost and general availability [4,5]. Athletes, biomechanists, coaches and other sport and exercise related practitioners have begun using this device for measuring running and walking kinematics and kinetics [6,7]. Knowledge of the reliability and validity of these IMU devices is of paramount importance to collect and interpret data accurately. Some researchers have analyzed the Stryd's reliability and validity during running [2,5, 8–11]. However, the reliability and validity have been less investigated during walking [12,13], and never during walking on positive slopes using different backpack loads.

Measuring kinematic and kinetic parameters during walking is of great interest for athletes, tactical athletes, clinical populations, and others. The quantification of external training load is an important tool utilized to avoid injury and improve athletes' performance. The Stryd Power Meter is also utilized to measure training load and to implement training and pacing strategies in athletes [6,7]. Other populations may also benefit from these methodological training procedures. For instance, military, fire, and rescue personnel usually have to walk with backpacks of varied loads over uneven terrains. It is well-known that slope and occupational load can alter the overall efficiency of tasks and decrease rescuers' performance [14,15]. In this line, reliable and valid IMU devices would allow meaningful gait mechanics analysis. Pairing data from wearable technology with the implementation of objective strategies could improve rescuers' performance, prevent injury, and save lives.

To our knowledge, no previous study has analyzed the reliability and validity of the Stryd during walking on positive inclines [15] or incorporating load carriage. This investigation aimed to establish the reliability and validity of cadence and ground contact time (GCT) measures of the Stryd under various walking conditions. Reliability of power output estimates of the Stryd was also analyzed, but not its validity. The Stryd power represents the external positive mechanical work needed to maintain the inverted pendulum model of walking. In this sense, Stryd power is the estimation of the necessary work production to redirect the three-dimensional trajectory of the center of mass during walking or running. The scarce availability of gold standard devices to measure external mechanical power [8,11], together with the fact that the algorithms used to derive power from the Stryd sensor are proprietary [11], hinders appropriate validation of external mechanical power of the Stryd. Despite this limitation, results of this study could be of particular interest to military, fire, and rescue personnel, as well as their coaches and/or superiors to implement strategies to improve rescuers' performance.

## 2. Methods

### 2.1. Participants

Seventeen participants constituting the rescue team of a police force volunteered. Participants' age, height, and body mass (BM) were  $44 \pm 6$  yrs.,  $175.7 \pm 5.4$  cm and  $74.3 \pm 8.1$  kg, respectively. None of the participants reported any injuries. Participants gave written-informed consent. Procedures were approved by the Local Institutional Review Board (107/2018) conformed to the Declaration of Helsinki.

### 2.2. Study design

Participants performed eight submaximal walking trials on two separate days. The first three trials were performed without backpacks, utilizing grade changes. The remaining trials were performed with no incline, but participants wore five different backpack loads. Validity and reliability were determined for cadence and GCT, power was assessed for reliability only. Two different Stryd devices were simultaneously

used for reliability testing, while validity testing was performed against a gold standard device (Optojump) [5,16].

### 2.3. Procedures

Participants were familiarized with the testing procedures prior to data collection. Testing consisted of different walking trials at a constant speed ( $3.6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ) on a treadmill (ERGelek EG2, Vitoria-Gasteiz, Spain) under eight different conditions. Participants walked for five min [17] under each condition interspersed by three-minute rest periods. The condition order was the same for all participants. On the first day, rescuers performed three walking trials with no additional backpack load using different treadmill grades (1%, 10% and 20%). On the second day, participants performed five walking trials with minimal incline (1%) but with different backpack loads (0%, 10%, 20%, 30% and 40% BM). The mass of the load was made up of sandbags and carried in a backpack (Sherpa, Altus, Zaragoza, Spain). To reduce the influence of the mass location [15], sandbag placement was standardized according to previous procedures by means of a hip belt [18,19]. The study was designed to use treadmill protocols with positive slopes because are standardized assessment protocols utilized with tactical athletes [15].

### 2.4. Reliability

Power, cadence and GCT were measured with two Stryd units (Stryd Everest 12 Firmware 1.18 Software 3, Stryd Inc., Boulder CO USA). The two Stryd devices were co-located on the right shoe, regardless of foot dominance, one beside the other, following commonly used procedures [13] to avoid intra-subject variation in the test re-test assessment. Measures were averaged every minute, and the mean of the last minute of each walking trial was utilized for further analyses.

### 2.5. Validity

The Optojump Next (Microgate, Bolzano, Italy) and the Stryd were synchronized to simultaneously measure cadence and GCT. Optojump is considered a gold standard device for recording cadence and GCT, but not power (interested readers please see further detail in [16]). Values obtained by the Optojump were used to analyze the validity of cadence and GCT of the Stryd. Validity of power was not evaluated. Parameters recorded by the Optojump were averaged every minute, and the last minute of each trial was utilized for further analyses.

### 2.6. Statistical Analysis

Data were analyzed using IBM SPSS Statistics 23 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA). Standard statistical methods were used for calculation of the means, standard deviations (SDs), coefficients of variation (CVs), confidence intervals (CIs), and standard error of the mean (SEM). Normality of the data was confirmed. Mean differences were assessed by Student's paired T-test. The magnitudes of the differences were evaluated by 95% CI and Cohen's effect size (ES) [20]. One Stryd (Stryd-1) was compared to the second Stryd device (Stryd-2) and the absolute reliability determined by mean bias and limits of agreement (LOAs) [21], SEM and CV [22]. Relative reliability was examined by Pearson's correlation coefficients ( $r$ ) and intraclass correlation coefficients (ICCs) with 95% CIs. ICC (two-way mixed model, single measures, absolute agreement) was chosen according to guidelines published elsewhere [23]. If CV was lower than 10% and ICC  $> 0.7$ , then the device was considered reliable [13]. Validity of the Stryd was assessed by  $r$ , Lin's Concordance Coefficient ( $r_C$ ), Mean Absolute Percent Error (MAPE) and agreement with the reference method (Optojump) [24]. If MAPE was less than 10% and  $r_C > 0.7$ , then the device was considered valid [13]. ICC,  $r$ , and ES magnitudes were interpreted as described elsewhere [25]. Significance was set at  $P < 0.05$ .

### 3. Results

#### 3.1. Reliability

Power reliability is displayed in Table 1. High absolute (mean bias: 0.67–4.36 W; LOAs: 3.19–13.59 W; CV: 1.74–3.77%; SEM: 0.22–1.46 W) and relative ( $r > 0.831$ ; ICC  $> 0.800$ ) reliability were observed. The T-test detected *small* to *trivial* (ES  $< 0.24$ ) differences ( $P < 0.01$ ) in some comparisons.

Cadence showed excellent absolute (mean bias:  $-0.80$  to  $0.39$  step·min<sup>-1</sup>; LOAs: 1.23–5.68 step·min<sup>-1</sup>; CV: 0.33–0.93%; SEM: 0.03–0.34 step·min<sup>-1</sup>) and relative ( $r > 0.818$ ; ICC  $> 0.811$ ) reliability (Table 2).

GCT absolute (mean bias:  $-0.005$  to  $0.011$  s; LOAs: 0.003–0.094 s; CV: 0.06–0.75%; SEM: 0.000–0.005 s) and relative ( $r > 0.761$ ; ICC  $> 0.761$ ) reliability were high (Table 3).

#### 3.2. Validity

Fig. 1 A,B depicts the cadence values measured by the Stryd and Optojump. No differences were found between instruments ( $P > 0.05$ ; ES  $< 0.07$ ). Validity results ( $r = 0.966$ – $0.989$ ;  $r_c = 0.955$ – $0.989$ ; MAPE =  $0.5$ – $1.0\%$ ; mean bias:  $-0.49$  to  $0.27$  step·min<sup>-1</sup>; LOAs: 1.69–3.44 step·min<sup>-1</sup>) were acceptable.

With respect to GCT, statistically significant *large* differences ( $P < 0.001$ ; ES: 5.1–7.9) in all the combinations were observed among apparatuses (Fig. 1 C,D). Validity criteria were not met ( $r_c < 0.4$ ; MAPE  $> 40\%$ ). Fig. 2 illustrates the GCT agreement between both instruments. In 7 out of 8 agreement plots, the gradients of the regression lines were different from zero ( $P < 0.022$ ). Pearson’s correlation magnitudes range from *large* to *very large* ( $r = 0.56$ – $0.76$ ).

### 4. Discussion

The major findings of this study were threefold: (1) the Stryd Power Meter was found to be reliable for power output, cadence and GCT during constant walking speed at different positive slopes (1%, 10% and 20%) and during level (1%) walking at constant speed with different backpack loads (0%, 10%, 20%, 30% and 40%); (2) validity measures of the Stryd for cadence both at constant walking on positive slopes and at level walking with load carriage were acceptable; and (3) the Stryd overestimated GCT showing a systematic bias both at constant walking on positive slopes and at level walking with load carriage. Therefore, the Stryd Power Meter appears to be reliable for measuring power output, cadence and GCT and was shown to be valid when measuring cadence during walking on positive slopes and during walking with loaded backpacks. However, the Stryd is not valid for measuring GCT during these walking conditions. This study adds novel data regarding the

reliability and validity of this IMU device.

The Stryd has demonstrated high validity and reliability when measuring spatiotemporal parameters during running [5,13]. Nevertheless, limited data are available about the reliability and validity of the Stryd during walking. Only one previous study analyzed the reliability (CV: 1.2–4.5%; ICC: 0.74–0.97) of power measured by the Stryd during self-paced walking along an almost completely flat trail (0.7%) [13]. Notwithstanding, considering the impact of the slope on kinetics and kinematics of walking [26], previous reliability results might not be applicable when positive slopes are considered. In the present study, power showed a high absolute (CV: 1.8%) and relative ( $r: 0.98$  and ICC: 0.97) reliability, and no significant differences were observed between the two Stryd units when participants walked without a slope (1%). These results are in line with previously done research [13] walking at a similar positive slope (0.7%). Walking at 10% and 20% slopes, significant power differences between the two different Stryd devices were observed (Table 1). However, these differences were clinically *small* (3–4 W,  $\approx 2.5\%$  of mean power output; ES  $< 0.25$ ). Furthermore, high relative ( $r: \approx 0.99$  and ICC:  $\approx 0.96$ ) and absolute (CV:  $\approx 2\%$ ) reliability indexes of power were obtained. Besides, cadence (Table 2) and GCT (Table 3) showed high reliability measures and non-significant *trivial* (ES  $< 0.18$ ) differences in all sloped conditions. Therefore, the Stryd appears to be a reliable device to determine power output, cadence and GCT during constant walking speed (3.6 km·h<sup>-1</sup>) at different positive slopes (1%, 10% and 20%).

Load carriage can compromise rescuer performance [14,15] and influence the kinetics and kinematics of walking [27]. No differences were observed between the two Stryds for cadence (Table 2) and GCT (Table 3). Instead, significant differences were observed for power walking with 10% and 40% BM load carriages (Table 1). Nevertheless, these differences were *small* (3.4–5.8 W, 4.2–5.7%, ES  $< 0.25$ ) [20]. Relative ( $r: > 0.83$  and ICC:  $> 0.80$ ) and absolute (CV:  $< 4\%$ ) reliability measures were acceptable in every backpack load combination for power, cadence and GCT. Therefore, load carriage did not influence absolute nor relative reliability. Hence, the results obtained in the present study suggest that the Stryd is a reliable device to determine power, cadence and GCT at a constant (3.6 km·h<sup>-1</sup>) level (1%) walking with different backpack loads (at least up to 40% BM). To the best of our knowledge, this is the first investigation reporting reliability values for the Stryd walking at different treadmill grades, and with different backpack loads. Therefore, reported results contribute novel data that might be of relevant clinical importance to scientists and practitioners seeking reliable devices to quantify gait mechanics during walking on positive slopes and during level walking with load carriage.

Validity of running cadence has been studied during fixed velocity running [2], self-selected paced running [12], and at different velocities during an incremental test to exhaustion [5]. These previous investigations [2,5,12] demonstrated the ability of the Stryd to produce

**Table 1**  
Reliability of power output of the Stryd Power Meter (n = 17).

	Stryd-1 (W)	Stryd-2 (W)	Mean bias (W)	LOAs (± W)	P	ES	r (95%CI)	ICC (95%CI)	CV (%)	SEM (W)
<b>Slope (%)</b>										
0	74.3 ± 8.2	73.7 ± 8.8	0.67	3.84	0.176	0.082	0.976 (0.932–0.991)*	0.972 (0.925–0.990)*	1.79	0.22
10	117.5 ± 13.2	114.6 ± 13.2	3.27	3.19	0.000 <sup>d</sup>	0.222	0.993 (0.979–0.998)*	0.964 (0.136–0.993)*	2.02	0.44
20	171.6 ± 18.6	167.3 ± 18.4	4.36	4.59	0.000 <sup>d</sup>	0.243	0.992 (0.978–0.997)*	0.966 (0.187–0.993)*	1.89	0.59
<b>Load (%BM)</b>										
0	74.3 ± 8.2	73.7 ± 8.8	0.67	3.84	0.176	0.082	0.976 (0.932–0.991)*	0.972 (0.925–0.990)*	1.79	0.22
10	82.3 ± 9.4	80.5 ± 9.4	1.81	3.44	0.001 <sup>d</sup>	0.198	0.983 (0.951–0.994)*	0.966 (0.703–0.991)*	1.74	0.26
20	88.6 ± 12.4	86.3 ± 9.8	2.33	13.59	0.186	0.213	0.831 (0.583–0.937)*	0.800 (0.540–0.922)*	3.77	1.46
30	97.2 ± 9.6	95.6 ± 10.8	1.29	6.07	0.116	0.168	0.959 (0.883–0.986)*	0.950 (0.860–0.982)*	2.01	0.44
40	104.2 ± 13.1	101.3 ± 11.6	2.92	5.84	0.001 <sup>d</sup>	0.243	0.979 (0.940–0.992)*	0.946 (0.622–0.985)* *	2.26	0.55

LOAs: limits of agreement; ES: Effect size; r: Pearson’s product moment correlation coefficient; ICC: intraclass correlation coefficient; CV: Coefficient of variation; SEM: standard error of measurement; BM: Body mass

Significant difference between Stryd-1 and Stryd-2 at  $P < 0.01$  (<sup>d</sup>)

Significant r and ICC correlations between Stryd-1 and Stryd-2 at  $P < 0.001$  (<sup>e</sup>)

**Table 2**  
Reliability of cadence of the Stryd Power Meter (n = 17).

	Stryd-1 (step·min <sup>-1</sup> )	Stryd-2 (step·min <sup>-1</sup> )	Mean bias (step·min <sup>-1</sup> )	LOAs (± step·min <sup>-1</sup> )	P	ES	r (95%CI)	ICC (95%CI)	CV (%)	SEM (± step·min <sup>-1</sup> )
<b>Slope (%)</b>										
0	96.1 ± 5.0	96.8 ± 5.6	-0.76	4.81	0.221	0.147	0.898 (0.735–0.963)*	0.890 (0.728–0.958)*	0.64	0.21
10	90.9 ± 5.0	91.7 ± 4.5	-0.80	5.68	0.269	0.174	0.818 (0.556–0.932)*	0.811 (0.562–0.927)*	0.86	0.34
20	92.8 ± 5.4	93.0 ± 5.1	-0.21	1.23	0.183	0.041	0.994 (0.984–0.998)*	0.993 (0.980–0.997)*	0.33	0.03
<b>Load (% BM)</b>										
0	96.1 ± 5.0	96.8 ± 5.6	-0.76	4.81	0.221	0.147	0.898 (0.735–0.963)*	0.890 (0.728–0.958)*	0.64	0.21
10	94.7 ± 5.0	95.2 ± 4.7	-0.53	2.26	0.074	0.114	0.973 (0.926–0.991)*	0.968 (0.906–0.988)*	0.53	0.09
20	92.6 ± 6.5	92.3 ± 6.8	0.11	5.12	0.868	0.053	0.927 (0.797–0.975)*	0.929 (0.810–0.975)*	0.93	0.22
30	93.8 ± 4.8	94.7 ± 4.3	-0.37	2.03	0.174	0.203	0.972 (0.919–0.990)*	0.970 (0.917–0.989)*	0.35	0.06
40	93.3 ± 5.8	92.9 ± 5.9	0.39	2.17	0.170	0.069	0.982 (0.951–0.994)*	0.981 (0.949–0.993)*	0.54	0.07

LOAs: limits of agreement; ES: Effect size; r: Pearson's product moment correlation coefficient; ICC: intraclass correlation coefficient; CV: Coefficient of variation; SEM: standard error of measurement; BM: Body mass  
Significant r and ICC correlations between Stryd-1 and Stryd-2 at P < 0.001 (\*)

**Table 3**  
Reliability of ground contact time of the Stryd Power Meter (n = 17).

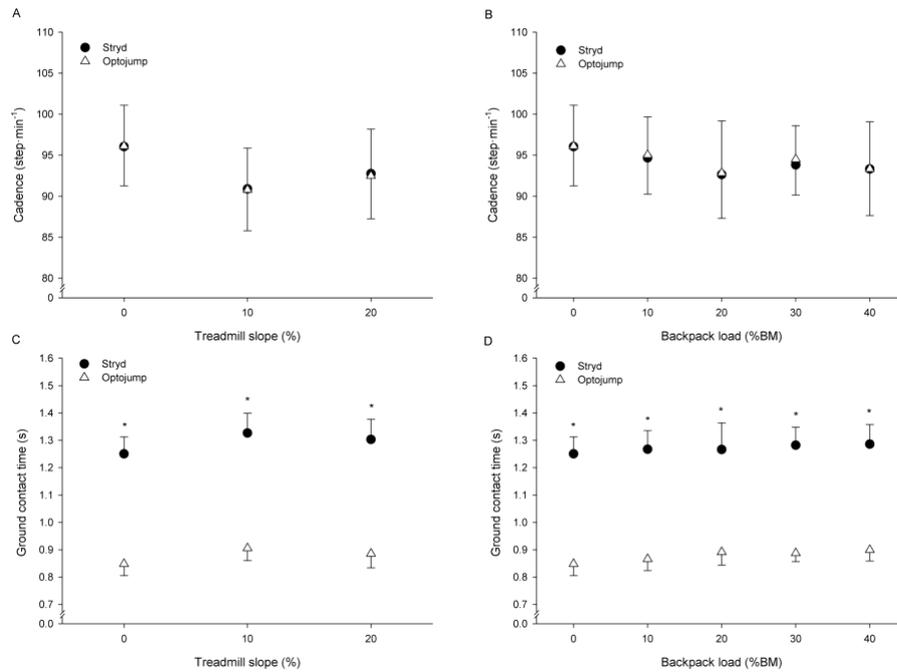
	Stryd-1 (s)	Stryd-2 (s)	Mean bias (s)	LOAs (± s)	P	ES	r (95%CI)	ICC (95%CI)	CV (%)	SEM (s)
<b>Slope (%)</b>										
0	1.25 ± 0.06	1.24 ± 0.07	0.007	0.070	0.418	0.109	0.873 (0.676–0.953)*	0.864 (0.670–0.948)*	0.67	0.003
10	1.33 ± 0.07	1.32 ± 0.07	0.010	0.094	0.417	0.145	0.761 (0.442–0.909)*	0.761 (0.460–0.906)*	0.72	0.005
20	1.30 ± 0.07	1.30 ± 0.07	0.000	0.003	0.428	0.004	1.000 (1.000–1.000)*	1.000 (1.000–1.000)*	0.06	0.000
<b>Load (%BM)</b>										
0	1.25 ± 0.06	1.24 ± 0.07	0.007	0.070	0.418	0.109	0.873 (0.676–0.953)*	0.864 (0.670–0.948)*	0.63	0.003
10	1.27 ± 0.07	1.27 ± 0.07	0.002	0.031	0.601	0.031	0.973 (0.926–0.991)*	0.974 (0.930–0.990)*	0.32	0.001
20	1.28 ± 0.07	1.28 ± 0.07	0.011	0.067	0.218	0.128	0.885(0.703–0.961)*	0.885 (0.709–0.958)*	0.75	0.003
30	1.28 ± 0.07	1.27 ± 0.06	0.003	0.027	0.435	0.185	0.971 (0.915–0.990)*	0.971 (0.921–0.990)*	0.28	0.001
40	1.23 ± 0.10	1.23 ± 0.10	-0.005	0.039	0.574	0.034	0.980 (0.945–0.994)*	0.980 (0.944–0.993)*	0.55	0.001

LOAs: limits of agreement; ES: Effect size; r: Pearson's product moment correlation coefficient; ICC: intraclass correlation coefficient; CV: Coefficient of variation; SEM: standard error of measurement; BM: Body mass  
Significant r and ICC correlations between Stryd Systems at P < 0.001 (\*)

valid measurements during running (r > 0.90; ICC > 0.90; mean bias: 0.1–9.0%). Literature regarding the validity of this device during walking is, however, scarce. Navalta et al. [12] is the only study to report validity results of the Stryd during hiking. In this study the Stryd was found valid for measuring step count (ICC: 0.80; mean bias: ≈4%; LOAs: ≈10%). Our results are in agreement with those of running [2,5, 12] and walking [12]. No differences were found between the Optojump and the Stryd (P > 0.05; ES: <0.05) during level (1%) walking, and during walking on positive slopes (10% and 20%). According to the results of the current study, the Stryd demonstrated acceptable validity measures (r > 0.97; r<sub>C</sub> > 0.96; MAPE < 0.9%; mean bias: <0.3%; LOAs: <3.0%) during constant velocity walking for the three sloped conditions. However, no previous studies have determined the validity of the Stryd during constant level walking with load carriage. In the present study no differences (P > 0.05; ES < 0.07) between the Optojump and the Stryd were observed, and acceptable validity results (r > 0.97; r<sub>C</sub> > 0.95; MAPE < 1.0%; mean bias: <0.5%; LOAs: <3.7%) were found during level (1%) walking with load carriages (up to 40% BM). These findings are in line with previous research [12] and show that the Stryd may be considered valid when measuring cadence during level walking with varied backpack loads.

No study has yet characterized the validity of the Stryd to measure GCT during walking or hiking. Garcia-Pinillos et al.[2] analyzed the validity of the Stryd to measure GCT during running at a comfortable,

self-selected pace, comparing it to a high-speed video analysis at 1000 Hz as a gold standard measurement. Authors reported a 5.2% mean difference between both systems. LOAs were ≈ 13%. In another study [5], the validity of the Stryd for measuring GCT was assessed against the Oportogait during an incremental continuous running test at 1% on a treadmill. Validity measures were r < 0.66 and ICC < 0.47. Furthermore, moderate to large (ES: >0.7) differences were observed between both devices. Mean differences were ≈ 7% of mean GCT measured by the gold standard device. Although the Stryd for GCT during running in the abovementioned studies met the criteria of mean difference between devices below 10% [28,29], according to the authors [2,5] the individual differences were relatively high (i.e. >10%) and the Stryd was considered to underestimate GCT. In line with these previous investigations of running, in the current study, large (ES >5.1) differences were observed between the Stryd and the Optojump in all slope and backpack load combinations. However, in contrast to running [2,5], during walking either with slope (Fig. 1C) or load carriage (Fig. 1D), the Stryd overestimated, and not underestimated, GCT measured by means of the gold standard (i.e. Optojump). Moreover, in most of the combinations (88% of the combinations), a significant systematic bias was observed (Fig. 2). Generally, the higher the GCT measured by the Optojump, the higher the difference in GCT between the Optojump and the Stryd. Other authors [2,5] hypothesized that the underestimation of the Stryd during running was due to the height of the Optogait system's



**Fig. 1.** Mean (SD) values obtained by the Stryd (filled circles) and the Optojump (open triangles) for cadence during walking at different slope inclinations (A) and during level walking with different backpack loads (B), and for ground contact time during walking at different slope inclinations (C) and during level walking with different backpack loads (D). BM: Body mass. (\*) denotes significant differences between apparatus at  $P < 0.001$ . To note, the Stryd error bars are the upper, and the Optojump the lower.

LEDs. These LEDs are 3 mm above the ground [16]. Hence, and according to previous authors, heel contact measured by these LED devices might occur earlier, whereas toe lift-off later, during the running and the gait cycles. Our results, however, do not support this hypothesis. Both instruments were placed identical to previous studies [2,5]. Nevertheless, the Stryd did not underestimate, but overestimated GCT as measured by the means of the LED system (Optojump). Our findings, therefore, support that other factors might also influence the inaccuracy of the Stryd to measure GCT. One of the main plausible explanations could be related to the different algorithms that the manufacturers utilize for GCT quantification for each of the exercise modes (i.e. running vs. walking) that might account differently for the drifts over time that these devices might show. Analysis of the different factors influencing the GCT assessment inaccuracy measured by the Stryd is beyond the scope of this study, although it might deserve further consideration. The reported systematic biases might help manufactures in the correction of the quantification of GCT measured by this relatively new IMU device.

This study is not without limitations. The main limitation might be that validation of power output using the gold standard force platform instrumentation was not performed. To date, only two studies attempted to validate power estimates of the Stryd during running [8,11]. In one study, power estimates of the Stryd were compared against respiratory measures based on the linear relationship between oxygen uptake and power output [8]. However, limitations of this type of measurement may include systematic measurement errors or partial estimates of power output [30]. In a different investigation, power estimates of the Stryd

were determined using a force platform which measured acceleration and ground reaction force magnitudes per unit of time (i.e. GCT) once every 200-m in field settings [11]. No study has yet validated power estimates of the Stryd during walking. The scarce availability of force platform integrated in treadmills, and the unknown algorithms used to derive power from the Stryd, hampers validation of external mechanical power of the Stryd. Further research with appropriate instrumentation is needed to validate power output measures of the Stryd to determine their appropriate use-case. However, once this has been done, it will be useful to know that the reliability of the Stryd meets the set criteria, as the current investigation has shown. Secondly, identical Stryd devices were not utilized for measuring reliability. However, the same Stryd model and firmware was used according to previous investigations utilizing this instrumentation [13]. Moreover, the use of two Stryd units of the same model and firmware, instead of using the identical Stryd unit in a test re-test study design, avoids intra-subject variation in the test re-test assessment [23], which we believe strengthens the reliability analysis. Lastly, results reported in the present study are applicable to individuals with cadence and GCT values within the range of that of the individuals of the present study sample while walking under the exposed conditions. Whether the present results are applicable to individuals with altered walking patterns remains unknown and it is beyond the scope of this study. Despite these limitations, this study adds to the scientific literature regarding the reliability and validity of the Stryd Power Meter.

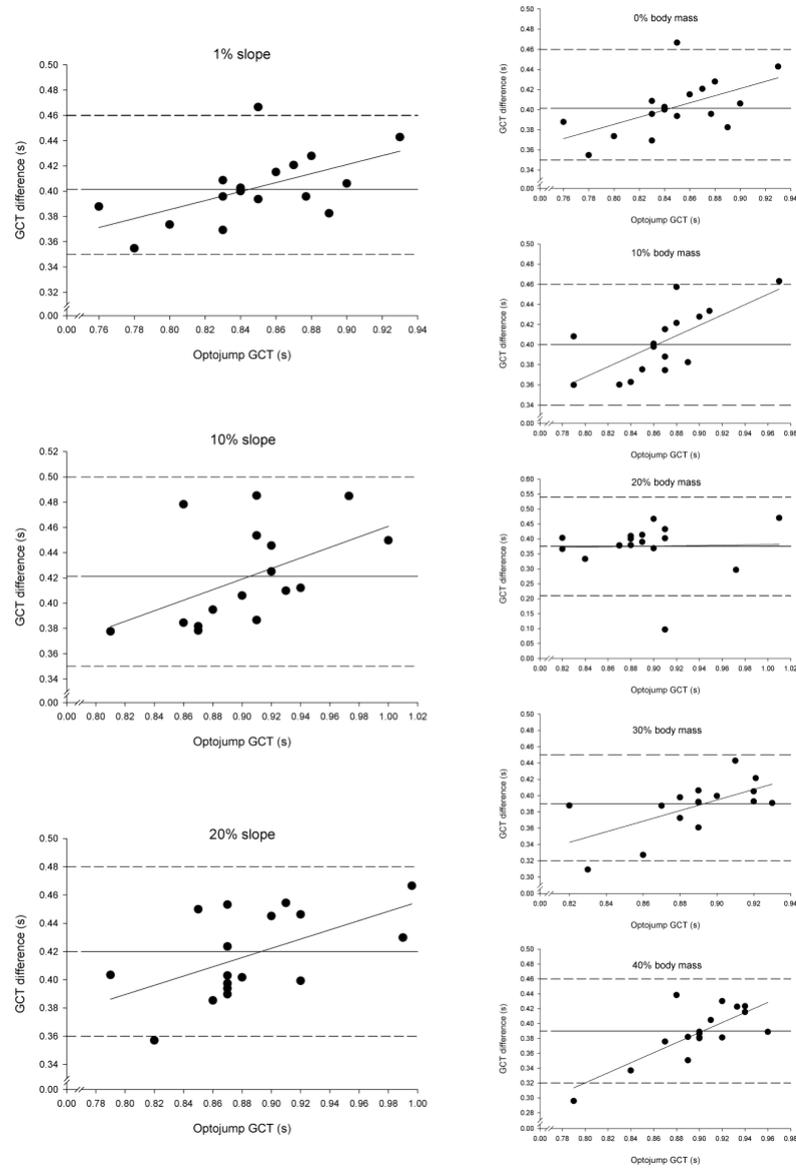


Fig. 2. Agreement plots between the Stryd and the Optojump for ground contact time (GCT) measure during walking at different slope inclinations (left panel) and during level with different backpack loads (right panel). Horizontal solid lines: mean bias between the Stryd and the Optojump for every participant. Dashed horizontal lines: limits of agreement between the Stryd and the Optojump. Black non-horizontal solid lines: linear regression lines. Black filled circles: individual data-points.

## 5. Conclusions

This study is the first investigation reporting reliability and validity for certain measures of the Stryd Power Meter during walking at different treadmill grades and during level walking with load carriages. The Stryd was reliable for measuring power, cadence and GCT, and valid for measuring cadence. However, the Stryd was not valid for measuring GCT. In contrast to previous studies where the Stryd was found to underestimate GCT during running, in this study the Stryd was observed to overestimate GCT during walking. These findings are novel and may be beneficial to many populations, including clinicians, scientists, practitioners, athletes, first responders, and others seeking valid and reliable devices to quantify gait mechanics during walking. Those utilizing the Stryd in specific applications should be aware that these metrics are repeatable, but apart from cadence, evidence of validity while walking requires further inspection. Further studies are required to determine the factors influencing the overestimation of GCT measured by the Stryd Power Meter during walking.

## Conflict of Interest Statement

The authors have no conflict of interest to declare.

## Acknowledgements

The authors would like to thank the Department of Security of the Basque Government for providing access to professional mountain rescuers. Special thanks to “UVR/ZEU” mountain rescuers for their implication and participation in the study. APJ was supported by a Basque Government grant (Pre\_2019\_2\_0102). Moreover, the authors gratefully acknowledge the support of a Spanish government subproject Mixed method approach on performance analysis (in training and competition) in Elite and Academy Sport [PGC2018-098742-B-C33] (2019-2021) [del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (MCIU), la Agencia Estatal de Investigación (AEI) y el Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER)], that is part of the coordinated project New approach of research in physical activity and sport from mixed methods perspective (NARPAS\_MM) [SPGC201800×098742CV0].

## References

[1] H.G. Chambers, D.H. Sutherland, A practical guide to gait analysis, *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 10 (2002) 222–231, <https://doi.org/10.5435/00124635-200205000-00009>.

[2] F. García-Pinillos, P.Á. Latorre-Román, V.M. Soto-Hermoso, J.A. Parraga-Montilla, A. Pantoja-Vallejo, R. Ramírez-Campillo, L.E. Roche-Seruerdo, Agreement between the spatiotemporal gait parameters from two different wearable devices and high-speed video analysis, *PLoS One* 14 (2019), e0222872, <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0222872>.

[3] J. García-López, A. Ogueta-Alday, J. Larrazabal, J.A. Rodríguez-Marroyo, The use of velodrome tests to evaluate aerodynamic drag in professional cyclists, *Int. J. Sports Med.* 35 (2014) 451–455, <https://doi.org/10.1055/s-0033-1355352>.

[4] F. García-Pinillos, P.Á. Latorre-Román, L.E. Roche-Seruerdo, A. García-Ramos, Prediction of power output at different running velocities through the two-point method with the Stryd™ power meter, *Gait Posture* 68 (2019) 238–243, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.11.037>.

[5] F. García-Pinillos, L.E. Roche-Seruerdo, N. Marcén-Cinca, L.A. Marco-Contreras, P. A. Latorre-Román, Absolute reliability and concurrent validity of the stryd system for the assessment of running stride kinematics at different velocities, *J. Strength Cond. Res* 35 (2021) 78–84, <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002595>.

[6] C.L. Austin, J.F. Hokanson, P.M. McGinnis, S. Patrick, The relationship between running power and running economy in well-trained distance runners, *Sports* 6 (2018) 142, <https://doi.org/10.3390/sports6040142>.

[7] P.W. Macdermid, T. Pearce, A. Foskett, The use of a running power-meter for performance analysis in five-a-side football, *Gait Posture* 83 (2021) 35–43, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.09.028>.

[8] V. Cerezuela-Espejo, A. Hernández-Belmonte, J. Courel-Ibáñez, E. Conesa-Ros, R. Mora-Rodríguez, J.G. Pallarés, Are we ready to measure running power? Repeatability and concurrent validity of five commercial technologies, *Eur. J. Sport Sci.* (2020) 1–10, <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1748117>.

[9] F. García-Pinillos, V.M. Soto-Hermoso, P.Á. Latorre-Román, J.A. Parraga-Montilla, L.E. Roche-Seruerdo, How does power during running change when measured at different time intervals, *Int. J. Sports Med.* 40 (2019) 609–613, <https://doi.org/10.1055/a-0946-2159>.

[10] V. Cerezuela-Espejo, A. Hernández-Belmonte, J. Courel-Ibáñez, E. Conesa-Ros, A. Martínez-Cava, J.G. Pallarés, Running power meters and theoretical models based on laws of physics: effects of environments and running conditions, *Physiol. Behav.* 223 (2020), 112972, <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2020.112972>.

[11] F. Imbach, R. Candau, R. Chailan, S. Perrey, Validity of the Stryd Power Meter in measuring running parameters at submaximal speeds, in: *Sports*, Basel, 2020, p. 103, <https://doi.org/10.3390/sports8070103>.

[12] J.W. Navalta, J. Montes, N.G. Bodell, C.D. Aguilar, A. Lujan, G. Guzman, B.K. Kam, J.W. Manning, M. DeBeliso, Wearable device validity in determining step count during hiking and trail running, *J. Meas. Phys. Behav.* 1 (2018) 86–93, <https://doi.org/10.1123/jmpb.2018-0010>.

[13] J.W. Navalta, J. Montes, N.G. Bodell, C.D. Aguilar, K. Radzak, J.W. Manning, M. DeBeliso, Reliability of trail walking and running tasks using the Stryd Power Meter, *Int. J. Sports Med* 40 (2019) 498–502, <https://doi.org/10.1055/a-0875-4068>.

[14] S.D. Carlton, R.M. Orr, The impact of occupational load carriage on carrier mobility: a critical review of the literature, *Int. J. Occup. Saf. Ergo* 20 (2014) 33–41, <https://doi.org/10.1080/10803548.2014.11077025>.

[15] N.A.S. Taylor, G.E. Peoples, S.R. Petersen, Load carriage, human performance, and employment standards, *Appl. Physiol. Nutr. Metab.* 41 (2016) S131–S147, <https://doi.org/10.1139/apnm-2015-0486>.

[16] K. Lienhard, D. Schneider, N.A. Maffiuletti, Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters, *Med. Eng. Phys.* 35 (2013) 500–504, <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.015>.

[17] J. Lyons, A. Allsopp, J. Bilzon, Influences of body composition upon the relative metabolic and cardiovascular demands of load-carriage, *Occup. Med.* 55 (2005) 380–384, <https://doi.org/10.1093/occmed/kqj087>.

[18] J.J. Knapik, K.L. Reynolds, E. Harman, Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects, *Mil. Med.* 169 (2004) 45–56, <https://doi.org/10.7205/mlmed.169.1.45>.

[19] M. Lafandra, E. Harman, The distribution of forces between the upper and lower back during load carriage, *Med. Sci. Sports Exerc.* 36 (2004) 460–467, <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000117113.77904.46>.

[20] J. Cohen, *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2, Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, NJ, USA, 1988.

[21] J.M. Bland, D.G. Altman, Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement, *Lancet* 1 (1986) 307–310.

[22] G. Atkinson, A.M. Nevill, Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine, *Sports Med.* 26 (1998) 217–238, <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>.

[23] T.K. Koo, M.Y. Li, A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research, *J. Chiropr. Med.* 15 (2016) 155–163, <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>.

[24] J.S. Krouwer, Why Bland-Altman plots should use X, not (Y+X)/2 when X is a reference method, *Stat. Med.* 27 (2008) 778–780, <https://doi.org/10.1002/sim.3086>.

[25] W.G. Hopkins, S.W. Marshall, A.M. Batterham, J. Hanin, Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science, *Med. Sci. Sports Exerc.* 41 (2009) 3–13, <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>.

[26] A. Cartón-Llorente, F. García-Pinillos, J. Royo-Borruel, A. Rubio-Peironén, D. Jaén-Carrillo, L.E. Roche-Seruerdo, Estimating functional threshold power in endurance running from shorter time trials using a 6-axis inertial measurement sensor, *Sensors* (2021) 582, <https://doi.org/10.3390/s21020582>.

[27] A. Joseph, A. Wiley, R. Orr, B. Schram, J.J. Dawes, The impact of load carriage on measures of power and agility in tactical occupations: a critical review, *Int. J. Environ. Res. Public Health* 15 (2018) 88, <https://doi.org/10.3390/ijerph15010088>.

[28] S.E. Crouter, P.L. Schneider, M. Karabulut, D.R. Bassett, Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost, *Med. Sci. Sports Exerc.* 35 (2003) 1455–1460, <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000078932.61440.A2>.

[29] C. Tudor-Locke, S.B. Sisson, S.M. Lee, C.L. Craig, R.C. Plotnikoff, A. Bauman, Evaluation of quality of commercial pedometers, *Can. J. Public Health* 97 (Suppl 1) (2006) S10–S1010, <https://doi.org/10.1007/BF03405359>.

[30] I. García-Tabar, J.P. Eclache, J.F. Aramendi, E.M. Gorostiaga, Gas analyzer’s drift leads to systematic error in maximal oxygen uptake and maximal respiratory exchange ratio determination, *Front. Physiol.* 6 (2015) 308, <https://doi.org/10.3389/fphys.2015.00308>.

## 8.4. Anexo 4: Comunicaciones en congresos

### I Congreso Anual de Estudiantes de Doctorado, Universidad Miguel

Hernandez de Helche. Febrero 2021



#### CONTRIBUCIÓN EN ESPAÑOL

##### **Análisis de la condición física de los rescatistas profesionales de montaña y del rendimiento durante rescates simulados en montaña.**

Aitor Pinedo-Jauregi<sup>1</sup>, Gaizka Mejuto Hidalgo<sup>2</sup>, Jesús Cámara Tobalina<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Educación Física y Deportiva, Universidad del País Vasco (UPV/EHU) 1, <sup>2</sup> Didáctica de la Expresión Musical, Plástica y Corporal, Universidad del País Vasco (UPV/EHU).

Aitor Pinedo-Jauregi, Universidad del País Vasco (UPV/EHU), Portal de Lasarte, 71, 01007 Vitoria-Gasteiz (Araba/Álava) España, aitor.pinedo@ehu.eus

#### Resumen

El incremento en los últimos años de las actividades de montaña y de los accidentes ha conllevado un aumento de la movilización de los servicios de rescate. Resolver los rescates con celeridad aumenta la supervivencia de los accidentados. Portar el material necesario para el rescate supone una disminución del rendimiento físico, incrementa el riesgo de la actuación y disminuye la eficiencia del rescate. La hipótesis principal es que incrementos en la masa de la mochila y la pendiente influyen en un decremento del rendimiento físico de los rescatistas. El objetivo es analizar el efecto de la masa de la mochila y la inclinación del terreno sobre el rendimiento de los rescatistas. 16 rescatadores profesionales de montaña ( $44 \pm 6$  años; masa:  $75,3 \pm 7,4$  Kg, talla:  $176,3 \pm 5$ cm;) anduvieron en una cinta rodante a 3,6 km/h portando 4 masas de mochila diferentes (0%, 10%, 20%, 30% y 40% de la masa corporal) y tres inclinaciones (1%, 10% y 20%). Se analizaron variables fisiológicas y perceptivas (i.e: consumo de oxígeno, frecuencia cardíaca y RPE). El análisis estadístico se realizó mediante pruebas estadísticas inferenciales no-paramétricas (Friedman test, Post-hoc Wilcoxon Signed Rank Test) y paramétricas (Anova de medidas repetidas, Post-hoc Bonferroni). El análisis preliminar de los resultados muestra que incrementos del 10% de la masa de la mochila conllevan incrementos de la demanda fisiológica (0% inclinación 0-40% MC +8,9% VO<sub>2</sub>max; 10% inclinación 0-40% MC +15,1% VO<sub>2</sub>max; 20% inclinación 0-40% MC +26,5% VO<sub>2</sub>max). Además, incrementos sucesivos del 10% de pendiente causan un incremento significativo ( $p < 0,05$ ), independientemente de la masa portada, de las variables fisiológicas analizadas. Como conclusión del estudio, esperamos poder recomendar una máxima carga la cual no sería recomendable sobrepasar en las actuaciones de rescate. Financiado por el Departamento de Educación del Gobierno Vasco (PRE\_2019\_2\_0102).

**Palabras clave:** Fisiología, rescate, montaña, actividad física.

## VI Jornadas Doctorales de la Universidad de Murcia. Junio 2021

VI Jornadas Doctorales de la Universidad de Murcia 2021

### Efecto de la carga de la mochila y de la pendiente en rescatadores profesionales de montaña

A. Pinedo-Jauregi<sup>1</sup>, G. Mejuto<sup>2</sup>, J. Cámara<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educación Física y Deportiva, Universidad del País Vasco (UPV/EHU), <sup>2</sup>Biobara, GIKAFIT <sup>3</sup> Didáctica de la Expresión Musical, Plástica y Corporal, Universidad del País Vasco (UPV/EHU).

El incremento de accidentes en la montaña ha conllevado un aumento de las actuaciones de los grupos de rescate de montaña. La probabilidad de supervivencia de los accidentados depende de la celeridad del rescate en la intervención. Los rescatadores portan el material necesario por sus propios medios, lo que conlleva una disminución de su rendimiento físico, y disminuye la eficiencia de su acción.



El objetivo es analizar el efecto de la masa de la mochila y la inclinación del terreno sobre el rendimiento de los miembros de estos grupos. 16 rescatadores profesionales de montaña (44 ± 6 años; masa: 75,3 ± 7,4 kg, talla: 176,3 ± 5cm) anduvieron en una cinta rodante a 3,6 km/h portando 4 masas de mochila diferentes (0%, 10%, 20%, 30% y 40% de la masa corporal (MC)) y en tres inclinaciones de terreno (1%, 10% y 20%). Se han analizado variables fisiológicas y perceptivas (%VO<sub>2</sub>max, %FCmax y RPE). El análisis de datos se ha realizado mediante estadísticas no-paramétricas (Friedman test, Post-hoc Wilcoxon Signed Rank Test) y paramétricas (Anova de medidas repetidas, Post-hoc Bonferroni).

Los resultados muestran que incrementos del 10% de la masa de la mochila conllevan un aumento de las demandas fisiológicas (0% inclinación 0-40% MC +8,9%VO<sub>2</sub>max; 10% inclinación 0-40% MC +15,1%VO<sub>2</sub>max; 20% inclinación 0-40% MC +26,5%VO<sub>2</sub>max). Por otro lado, independientemente de la masa portada, las variables analizadas muestran un incremento significativo (p < 0,05) entre las pendientes.

Desde un punto de vista práctico, los datos sugieren que portar cargas superiores al 20%MC pueden suponer un hándicap a la hora de realizar rescates. Las variables fisiológicas y perceptivas apuntan a que la capacidad de trabajo del rescatador estaría limitada en el tiempo, con cargas superiores al 20%MC en una inclinación igual o superior al 10%. El estudio está financiado por el Departamento de Educación del Gobierno Vasco (PRE\_2019\_2\_0102).



#### Referencias

- Ballesteros Peña, S., Arriba Herrero, M., Javares Artigues, P. S., Alonso Pinillos, A., & Ituarte Azpiazu, I. (2019). Changes in mountain accidents and incidents in the Basque Country: 1996-2016. *Emergencias*, 31(2), 141-142.
- Callender, N., Ellerton, J., & MacDonald, J. H. (2012). Physiological demands of mountain rescue work. *Emergency Medicine Journal*, 29(9), 753-757. <https://doi.org/10.1136/emered-2011-200485>
- Looney, D. P., Doughty, E. M., Figueiredo, P. S., Vangala, S. V., Pryor, J. L., Santee, W. R., McClung, H. L., & Potter, A. W. (2021). Effects of modern military backpack loads on walking speed and cardiometabolic responses of US Army Soldiers. *Applied Ergonomics*, 94, 103395. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103395>
- Wu, H. C., & Wang, M. J. (2001). Determining the maximum acceptable work duration for high-intensity work. *European Journal of Applied Physiology* volume, 85(3-4), 339-344. <https://doi.org/10.1007/s004210100453>

## XIII International Society for Mountain Medicine, World Congress

on Mountain Medicine 2021. Jun, 2021

### Physical fitness comparison of the Basque mountain rescue crew. 1988 Vs. 2020.

Pinedo-Jauregi, A.<sup>1</sup>; Mejuto, G.<sup>2</sup>; Lizarraga, K.<sup>3,4</sup>; Cámara, J.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education and Sport, University of the Basque Country (UPV/EHU), Vitoria-Gasteiz, Spain.

<sup>2</sup>Departament of Didactics of Musical, Plastic and Body Expression, University of the Basque Country (UPV/EHU), Bilbao, Spain

<sup>3</sup>Spanish Society of Medicine and Mountain Assistance

<sup>4</sup>Biscay Mountaineering Federation

Successful mountain rescues demand having good technical abilities and being in good physical condition. However, studies that report fitness level, and the anthropometric characteristics of mountain rescue personnel are scarce. The aim of this study was to compare the cardiorespiratory fitness, and the anthropometric characteristics of the mountain rescue patrol of the same institution in two different moments, 29 years apart. Firstly, at the year of its creation, 1988 (G1; 16 participants) and in 2020 (G2; 18 participants). Maximal oxygen uptake ( $VO_2\max$ ) was measured in G1 with an incremental cycle ergometer test whereas G2 was tested on a treadmill following a similar incremental protocol. Independent samples t-test were used to compare the cardiorespiratory fitness, age and anthropometric characteristics between G1 and G2 participants. Significance level was set at  $p < 0.05$ . Normal distribution was checked by the Shapiro-Wilk test. Both groups showed no significant differences in maximal oxygen uptake (G1:  $56.31 \pm 4.4$  vs G2:  $53.55 \pm 5.2$  ml/kg/min), second ventilatory threshold ( $VT_2$ ) ( $81 \pm 3.8\%$  vs G2:  $86 \pm 6.6\%$  of  $VO_2\max$ ), height (G1:  $176.6 \pm 4.1$  vs G2:  $175.7 \pm 5.28$  cm), mass (G1:  $73.7 \pm 5.9$  kg vs G2:  $74.5 \pm 7.94$  kg) and body mass index (G1:  $32.6 \pm 1.9$  vs G2:  $24 \pm 1.5$  kg/m<sup>2</sup>). Nevertheless, significant differences were found in age (G1:  $28.3 \pm 3.4$  vs G2:  $43.6 \pm 5.7$  yr). Age range were (G1: 24-33 vs G2: 33-55 yr). The lower age of rescuers in G1 could be explained by the fact that those rescuers were tested during the first year of creation of the mountain rescue patrol group. The results of this study showed that the cardiorespiratory fitness and anthropometric characteristics of the participants of the mountain rescue patrol have not changed after almost 30 years since the creation of the mountain rescue patrol. The results regarding the cardiorespiratory fitness need to be interpreted with caution since different protocols were used to determine the  $VO_2\max$  in G1 and G2. The cardiorespiratory fitness of both groups considering the age, was above the percentile 90% according to the standards of the American College of Sports Medicine suggesting a substantial training activity of these individuals. As a result of the increase in workload due to raising mountains accident in recent years, it is advisable for future studies to analyze the physical demands of mountain rescues in order to design specific training programs to improve the efficiency of mountain rescues. This project was supported by the Basque Country Government (PRE\_2019\_2\_0102).

**KEYWORDS:** Rescue, Physiology, mountain rescue, physical fitness, anthropometry.

# XI Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Octubre 2021



## ÁREA 4: FISIOLÓGÍA DEL EJERCICIO. BIOMECÁNICA DEPORTIVA

### Fiabilidad y validez del Stryd Power Meter en diferentes condiciones durante la marcha

Pinedo-Jauregi, Aitor<sup>1</sup>; García Tabar, Ibai<sup>2</sup>; Cámara Tobalina, Jesús<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Gizartea, Kirola eta Ariketa Fisikoa Ikerkuntza Taldea (GIKAFIT). Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Educación y Deporte. Universidad del País Vasco (UPV/EHU), aitor.pinedo@ehu.eus

<sup>2</sup> Gizartea, Kirola eta Ariketa Fisikoa Ikerkuntza Taldea (GIKAFIT). Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Educación y Deporte. Universidad del País Vasco (UPV/EHU), ibai.garcia@ehu.eus

<sup>3</sup> Gizartea, Kirola eta Ariketa Fisikoa Ikerkuntza Taldea (GIKAFIT). Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Educación y Deporte. Universidad del País Vasco (UPV/EHU), jesus.camara@ehu.eus

#### RESUMEN

El “Stryd Power Meter” es un dispositivo inercial para cuantificar parámetros biomecánicos de la marcha y de la carrera. Es uno de los pocos dispositivos portátiles y baratos que ofrece la posibilidad de monitorizar parámetros cinemáticos y cinéticos de la marcha de bomberos, rescatadores de montaña y militares entre otros. Sin embargo, solo se ha comprobado la fiabilidad y validez durante la carrera (García-Pinillos et al., 2021; García-Pinillos et al., 2019) y en determinadas condiciones de la marcha (Navalta et al., 2019). El objetivo de nuestro estudio fue analizar la fiabilidad y validez del Stryd durante la marcha, por un lado, en pendiente (0%, 10% y 20% de pendiente) y por otro, en llano con carga de mochila (0%, 10%, 20%, 30% y 40% de la masa corporal). Diecisiete rescatadores de montaña completaron 8 pruebas caminando a 3,6 km/h. Se analizó la fiabilidad de la potencia, cadencia y tiempo de contacto (TC) mediante dos dispositivos Stryd iguales. La validez de la cadencia y del TC se comprobó contrastando los valores con



el dispositivo de referencia para ello (Optojump Next). El Stryd mostró una aceptable fiabilidad en las ocho combinaciones (sesgo medio: < 2.5 %; tamaño del efecto (ES): <0.25; error estándar de la media: <1.7;  $r > 0.76$ ) en la potencia, cadencia y TC. La validez de la cadencia fue aceptable (sesgo medio: <0.8%, ES <0.07;  $r > 0.96$ ; Coeficiente de Concordancia de Lin's: 0.96; error porcentual absoluto medio: < 1%). Sin embargo, el Stryd sobreestimó el TC en todas las condiciones ( $p < 0.001$ ; ES: >5.1) de manera sistemática. El Stryd, por lo tanto, parece ser fiable para medir la potencia, la cadencia y el TC mientras se camina en pendientes o en llano con cargas. Por el contrario, los TCs hay que utilizarlos con cautela ya que el Stryd sobreestima dichos valores.

**PALABRAS CLAVE:** potenciómetro, podómetro, andar.

#### REFERENCIAS

- García-Pinillos, F., Latorre-Román, P. Á., Soto-Hermoso, V. M., Párraga-Montilla, J. A., Pantoja-Vallejo, A., Ramírez-Campillo, R., & Roche-Seruendo, L. E. (2019). Agreement between the spatiotemporal gait parameters from two different wearable devices and high-speed video analysis. *PLoS One*, *14*(9), e0222872. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0222872>
- García-Pinillos, F., Roche-Seruendo, L. E., Marcén-Cinca, N., Marco-Contreras, L. A., & Latorre-Román, P. A. (2021). Absolute Reliability and Concurrent Validity of the Stryd System for the Assessment of Running Stride Kinematics at Different Velocities. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *35*(1), 78-84. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002595>
- Navalta, J. W., Montes, J., Bodell, N. G., Aguilar, C. D., Radzak, K., Manning, J. W., & DeBeliso, M. (2019). Reliability of Trail Walking and Running Tasks Using the Stryd Power Meter. *International Journal of Sports Medicine*, *40*(08), 498-502. <https://doi.org/10.1055/a-0875-4068>

# 27th Congress of the European College of Sport Science. August 2022

ECSS Congress

30/6/22, 12:15



## EUROPEAN COLLEGE OF SPORT SCIENCE

Aachener Str. 1053-1055  
50858 Cologne

GERMANY

VAT-ID: DE251715668 - St.Nr.: 223/5905/0216  
register of associations: VR12508

Cologne, 30.06.2022 - 12:13:46

## Letter of Acceptance

This is to certify that the following title has been accepted at the 27th Congress of the European College of Sport Science between 30 August - 2 September 2022:

### Aitor Pinedo-Jauregi

University of the Basque Country (UPV-EHU)  
Mintegi 12  
01470 Amurrio, Spain

Abstr.-ID: 1143

Title: Concurrent validity of the Stryd Power Meter during walking at different slopes and backpack loads.

Authors: Pinedo-Jauregi, A.; Garcia-Tabar, I.; Cámara, J., Institution: University of the Basque Country  
Presentation format: Oral, YIA: No

European College of Sport Science

*This document has been created digitally and is valid without a signature*

[Privacy Policy](http://sport-science.org/index.php/privacy-policy) (<http://sport-science.org/index.php/privacy-policy>) - [Terms & Conditions](https://sport-science.org/index.php/local/goals-and-highlights?id=78) (<https://sport-science.org/index.php/local/goals-and-highlights?id=78>)

Copyright © 2022 European College of Sport Science. All Rights Reserved.  
The ECSS is a non profit organisation, dedicated to Sport Science.

Supported by SporTools GmbH - Data management in sports  
30.06.2022 12:13:46

## 8.5. Anexo 5: Aprobación comité de ética



IKERKETA SAILEKO ERREKTOREORDETZA  
VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN

### GIZAKIEKIN ETA HAUEN LAGIN ETA DATUEKIN EGINDAKO IKERKETEI BURUZKO ETIKA BATZORDEAREN (GIEB-UPV/EHU) TXOSTENA

M<sup>a</sup> Jesús Marcos Muñoz andreak, Universidad del País Vasco/Euskal Herriko Unibertsitateko (UPV/EHU) GIEBeko idazkari gisa,

#### ZIURTATZEN DU

Ezen gizakiekin egindako ikerkuntzaren etika batzorde honek, GIEB-UPV/EHU, (2014/2/17ko 32. EHAA)

**Balloetsi duela** ondoko ikertzailearen proposamen hau:

**Aitor Pinedo Jauregi andreak**, M10\_2018\_107, honako ikerketa proiektu hau egiteko:

"Análisis de la condición física de los rescatistas y del rendimiento durante rescates simulados en montaña"

#### Eta aintzat hartuta ezen

1. Ikerketa justifikatuta dago, bere helburuei esker jakintza areagotu eta gizarteari onura ekarriko baitio, ikerlanak lekartzaileen eragozpen eta arriskuak arazoizko izanik.
2. Ikertzaile taldearen gaitasuna eta erabilgarri dituzten ballabideak aproposak dira proiektua gauzatzeko.
3. Ikerketaren planteamendua bat dator era honetako ikerkuntza egin ahal izateko baldintza metodologiko eta etikoekin, ikerkuntza zientifikoaren praktika egokien irizpideei jarraiki.
4. Indarreko arauak betetzen ditu, ikerketa egin ahal izateko baimenak, akordioak edo hitzamenak barne.

**Aldeko Txostena eman du** 2018ko maiatzaren 24an egin duen bileran (101/2018akta) aipatutako ikerketa proiektua ondoko ikertzaileek osatutako taldeak egin dezan:

Aitor Pinedo Jauregi  
Jesús Cámara Tobalina  
Gaizka Mejuto Hidalgo

Eta halaxe sinatu du Leioan, 2018ko uztailaren 3an

### INFORME DEL COMITÉ DE ÉTICA PARA LAS INVESTIGACIONES CON SERES HUMANOS, SUS MUESTRAS Y SUS DATOS (CEISH-UPV/EHU)

M<sup>a</sup> Jesús Marcos Muñoz como Secretaria del CEISH de la Universidad del País Vasco/Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU)

#### CERTIFICA

Que este Comité de Ética para la Investigación con Seres Humanos, CEISH-UPV/EHU, BOPV 32, 17/2/2014, **Ha evaluado** la propuesta del investigador:

**D. Aitor Pinedo Jauregi**, M10\_2018\_107, para la realización del proyecto de investigación: "*Análisis de la condición física de los rescatistas y del rendimiento durante rescates simulados en montaña*"

#### Y considerando que,

1. La investigación está justificada porque sus objetivos permitirán generar un aumento del conocimiento y un beneficio para la sociedad que hace asumibles las molestias y riesgos previsibles.
2. La capacidad del equipo investigador y los recursos disponibles son los adecuados para realizarla.
3. Se plantea según los requisitos metodológicos y éticos necesarios para su ejecución, según los criterios de buenas prácticas de la investigación científica.
4. Se cumple la normativa vigente, incluidas las autorizaciones, acuerdos o convenios necesarios para llevarla a cabo.

**Ha emitido** en la reunión celebrada el 24 de mayo de 2018 (acta 101/2018), **INFORME FAVORABLE** a que dicho proyecto de investigación sea realizado, por el equipo investigador:

Aitor Pinedo Jauregi  
Jesús Cámara Tobalina  
Gaizka Mejuto Hidalgo

Lo que firmo en Leioa, a 3 de julio de 2018

  
M<sup>a</sup> Jesús Marcos Muñoz  
GIEB-UPV/EHUko idazkari teknikoa  
Secretaria Técnica del CEISH-UPV/EHU



